

■ Thèse présentée pour obtenir le grade de
■ Docteur de l'Université Louis Pasteur
■ Strasbourg I
■
■ Discipline : Electronique, Electrotechnique, Automatique
■ Spécialité : Robotique
■ par Wael BACHTA ■

Chirurgie Cardiaque à Cœur Battant Conception et commande d'un stabilisateur cardiaque actif

Soutenue publiquement le 9 décembre 2008 ■

Membres du Jury ■

Directeur de Thèse : Jacques GANGLOFF, Professeur, ULP, Strasbourg
Rapporteur Externe : Guillaume MOREL, Professeur, Université de Pierre et Marie Curie, Paris
Rapporteur Externe : François PIERROT, Directeur de Recherche CNRS, LIRMM, Montpellier
Rapporteur Interne : Rémy WILLINGER, Professeur, ULP
Examineur : Tobias ORTMAIER, Professeur, Université Leibniz, Hannovre
Examineur : Pierre RENAUD, Maître de Conférences, INSA, Strasbourg
Invité : Edouard LAROCHE, Professeur, ULP, Strasbourg

Remerciements

Ma gratitude va tout d'abord à l'ensemble des membres du jury, qui m'ont fait l'honneur d'accepter d'évaluer ma thèse et plus particulièrement à messieurs Guillaume Morel et François Pierrot, pour l'intérêt qu'ils ont témoigné à l'égard de mon travail en consentant à en être les rapporteurs.

Je remercie très sincèrement Jacques, mon directeur de thèse, de m'avoir offert l'opportunité de travailler sur une thématique aussi passionnante. Tes connaissances pluridisciplinaires, tes conseils avisés, ta grande disponibilité et ton soutien infailible tout au long de ma thèse m'ont été d'une précieuse aide. J'ai également beaucoup apprécié de partager ton enthousiasme et ton désir d'innovation.

Et puis un grand merci à toi Pierre. Je te remercie de ta grande patience au tout début de ma thèse, lorsque tu m'initiais à la conception mécanique, puis de tes constants encouragements et conseils, de ton profond investissement et de ta grande disponibilité tout au long de ces trois années, et ce jusque dans la dernière ligne droite. Tu étais toujours partant pour donner un coup de main, toujours disponible pour relire un article. L'étendue de tes compétences, ta force de proposition et ta grande rigueur m'ont permis de progresser et de faire avancer ce projet, tandis que ta gentillesse et ta bonne humeur ont rendu notre collaboration très plaisante.

Je remercie également Edouard de sa contribution sur les aspects relevant de l'automatique. Tes vastes connaissances m'ont aidé à progresser très rapidement sur des techniques avancées de l'automatique, et cela dans un cadre de travail agréable.

Merci à Sophie, ma tutrice pédagogique, qui m'a accueilli avec beaucoup de gentillesse à l'IUT de Haguenau. Sa bonne humeur et ses conseils judicieux ont accompagné et facilité mes premiers pas de moniteur.

Je remercie tous les collègues de l'équipe AVR pour la bonne ambiance, en particulier "les vieux" (Florent, Philippe et Laurent), pour leurs conseils, leur aide et les bons moments passés dans leur bureau. Merci à Michel de Mathelin, de m'avoir accueilli au sein de son équipe.

Je remercie l'ensemble des collègues de l'IRCAD pour l'environnement de travail très agréable. Merci à Antonello et Alain pour les inoubliables expériences in vivo.

Je remercie mes amis pour leur soutien, plus particulièrement Carine, Julie, Virginie, Hamza et Jean-Louis pour leur présence le jour de ma soutenance.

Merci à mes parents et ma petite soeur, pour leur amour et leur soutien inconditionnel. Merci à papa, qui est venu assister à ma soutenance.

Enfin, un grand merci à toi Barbara pour m'avoir soutenu et encouragé avec abnégation. Merci de ton attention et merci d'avoir partagé avec moi les moments de joie comme les moments de doute.

Table des matières

Introduction	7
1 État de l'art et contributions	11
1.1 Anatomie, fonctionnement et pathologies du cœur	11
1.2 Revascularisation des coronaires	16
1.2.1 Angioplastie	16
1.2.2 Pontage coronarien	17
1.2.3 Angioplastie ou pontage coronarien ?	18
1.3 Techniques de pontage coronarien	19
1.3.1 Pontage coronarien sur un cœur à l'arrêt	19
1.3.2 Pontage coronarien à cœur battant	25
1.4 Compensation robotisée des mouvements physiologiques	27
1.4.1 Compensation du tremblement	28
1.4.2 Compensation des mouvements dûs à la respiration	28
1.4.3 Compensation du mouvement cardiaque	30
1.5 Contributions de la thèse	34
2 Analyse et prédiction du comportement cardiaque	37
2.1 Analyse des efforts cardiaques	38
2.1.1 Dispositif expérimental	38
2.1.2 Rappel des propriétés du mouvement cardiaque	38
2.1.3 Propriétés des efforts cardiaques	39
2.2 Comportement viscoélastique	43
2.2.1 Dispositif expérimental	44
2.2.2 Analyse des données expérimentales	45
2.3 Prédiction du mouvement cardiaque	48
2.3.1 État de l'art	48
2.3.2 La modulation d'amplitude	57
2.3.3 Comparaison des résultats de prédiction	60

2.3.4	Discussion	63
2.4	Conclusion	65
3	Conception de stabilisateurs cardiaques actifs	71
3.1	Contexte de conception	72
3.2	Choix technologiques	73
3.2.1	Mécanismes compliants	73
3.2.2	Actionnement piézoélectrique	73
3.3	Stabilisateur à un degré de liberté : Cardiolock 1	75
3.3.1	Choix de la cinématique	76
3.3.2	Dimensionnement	77
3.3.3	Analyse du comportement	81
3.3.4	Validation expérimentale	83
3.4	Stabilisateur à deux degrés de liberté : Cardiolock 2	87
3.4.1	Cinématique	87
3.4.2	Dimensionnement	92
3.4.3	Analyse du comportement	94
3.4.4	Validation expérimentale	103
3.5	Conclusion	104
4	Commande d'un stabilisateur cardiaque actif	107
4.1	Méthodologie de commande et d'analyse de la robustesse	108
4.1.1	Commande H_∞	108
4.1.2	μ -analyse	112
4.2	Modélisation et identification	113
4.2.1	Modélisation	113
4.2.2	Identification	117
4.3	Synthèse de lois de commande	122
4.3.1	Correcteur sans connaissance <i>a priori</i>	123
4.3.2	Correcteur avec connaissance de la fréquence cardiaque	125
4.3.3	Correcteur avec utilisation d'un modèle du mouvement cardiaque	127
4.3.4	Discussion	129
4.4	Résultats expérimentaux	131
4.5	Expérience <i>in vivo</i>	132
4.6	Conclusion	133
	Conclusion	143

Liste des publications	147
Bibliographie	149

Introduction

Malgré une prise de conscience récente, les déséquilibres alimentaires et la forte consommation de graisses ont de graves conséquences dans les sociétés occidentales. Les pathologies cardiaques sont par exemple en constant développement avec un nombre important de cas de sténose des artères coronaires, *i.e.* un rétrécissement des artères alimentant le muscle cardiaque. S'ensuit alors l'ischémie du myocarde, un manque d'oxygène du muscle cardiaque, voire un infarctus. Dans cette dernière situation, une personne sur deux décède dans les 24 heures qui suivent.

A l'heure actuelle, le pontage coronarien est la technique de référence pour rétablir une irrigation correcte du myocarde. Ce geste chirurgical consiste à court-circuiter la partie sténosée d'une artère coronaire à l'aide d'un greffon artériel ou veineux prélevé sur le patient. L'approche conventionnelle pour effectuer ce type d'opération suppose le remplacement temporaire du système cœur-poumons par un appareil externe, qui assure l'oxygénation et la circulation sanguine. Cela permet aux chirurgiens d'opérer sur un cœur à l'arrêt. L'utilisation d'une machine cœur-poumons s'est avérée dangereuse car elle peut entraîner des séquelles postopératoires importantes, telles que des complications neurologiques. On assiste donc au développement de la chirurgie cardiaque à cœur battant, avec l'utilisation de stabilisateurs mécaniques pour stabiliser une zone d'intérêt sur le cœur qui continue de battre.

Les stabilisateurs passifs disponibles aujourd'hui laissent apparaître un mouvement résiduel qui peut nuire à la qualité de l'intervention. Ce mouvement, évalué par plusieurs groupes de recherche, présente une amplitude incompatible avec la précision requise lors d'un pontage. Il contient de plus des composantes fréquentielles élevées qui dépassent la possibilité de suivi de la main humaine. Le geste chirurgical est encore plus difficile dans le cas d'un pontage coronarien totalement endoscopique, qui présente pourtant un intérêt majeur, et qui devrait en conséquence se développer : il permet un rétablissement plus rapide pour le patient et évite les effets secondaires d'une opération à cœur ouvert.

Plusieurs travaux de recherche en robotique se sont attachés à la résolution du problème posé par l'existence de ce mouvement cardiaque résiduel. L'approche classique proposée dans la littérature est un schéma de téléopération. Un robot esclave porteur des instruments chirurgicaux et d'un système de vision est asservi en temps réel pour suivre de façon synchrone le mouvement résiduel du cœur. Les instruments gardent ainsi une posture constante avec la zone à opérer, et une image d'un cœur virtuellement stable est fournie au chirurgien. Ce dernier utilise une console maître afin de réaliser les gestes utiles de chirurgie sans se soucier des mouvements résiduels. Le robot esclave doit réaliser les gestes transférés depuis la console en plus

de la compensation du déplacement résiduel du coeur.

L'approche décrite ci-dessus, qui donne de bons résultats expérimentaux, peut s'avérer dangereuse. En effet, un robot médical fournissant les accélérations nécessaires à la compensation des mouvements cardiaques peut représenter un danger pour son environnement. De plus, la conception d'un système esclave compatible avec une approche de pontage totalement endoscopique, et capable de compenser le mouvement résiduel, constitue encore un défi technologique.

Dans le cadre de cette thèse, nous proposons une solution alternative qui consiste à réaliser une "stabilisation active" de la zone opérée du coeur. Il s'agit de combiner l'usage d'un stabilisateur cardiaque robotisé avec l'obtention d'une mesure extéroceptive des mouvements résiduels pour annuler en temps réel tout défaut de stabilisation. Ainsi, la zone d'intérêt sur le coeur est stable par rapport à la table d'opération. La suture peut alors être réalisée par un robot dédié qui est soit commandé de façon automatique, soit télémanipulé.

Comme un stabilisateur cardiaque robotisé est utilisé au contact du coeur, il convient dans un premier temps de caractériser l'interaction entre un stabilisateur et le muscle cardiaque. Ceci nous permet, dans un deuxième temps, de proposer des architectures mécaniques pertinentes pour la réalisation d'un stabilisateur cardiaque actif. Il s'agit, enfin, d'élaborer des lois de commande performantes qui permettent un rejet efficace de la perturbation que constituent les efforts appliqués par le coeur. Le manuscrit est ainsi logiquement organisé selon cette structure, et composé de quatre chapitres :

État de l'art et contributions : Dans ce chapitre, il s'agit tout d'abord de rappeler les propriétés anatomiques du coeur, les pathologies l'affectant, et de souligner l'importance des cas d'ischémie du coeur. Nous présentons dans second temps les techniques de ravascularisation du myocarde pour mettre en avant l'intérêt du pontage coronarien à coeur battant. Ceci permet de mettre en exergue les faibles performances des dispositifs de stabilisation actuels. Un état de l'art des approches de compensation robotisée du mouvement cardiaque nous permet finalement de situer notre approche et mettre en avant les contributions de ce travail.

Analyse et prédiction du comportement cardiaque : Dans ce chapitre, nous nous attachons, à travers plusieurs expérimentations *in vivo*, à réunir tous les éléments caractérisant l'interaction entre le muscle cardiaque et un stabilisateur. Ces informations sont nécessaires au dimensionnement d'un dispositif de stabilisation robotisé et à sa commande. Nous analysons tout d'abord le torseur d'action mécanique du coeur en termes d'amplitude et de contenu fréquentiel. Ces données sont indispensables à la phase de conception d'un stabilisateur actif. Le dispositif ayant vocation à être utilisé au contact du coeur, son comportement dynamique est altéré par les propriétés mécaniques du myocarde. Le deuxième volet du chapitre est donc consacré à l'identification d'un modèle viscoélastique du muscle cardiaque. Le modèle obtenu nous fournit des éléments précieux pour l'analyse de robustesse des lois de commande que nous élaborons par la suite.

Après avoir souligné l'apport de la commande prédictive dans le contexte de la chirurgie cardiaque, nous réalisons ensuite un état de l'art des approches de prédiction du mouvement cardiaque. Nous prenons le temps de décrire ces méthodes en détail et de confronter leurs performances en utilisant des données recueillies *in vivo*. Nous proposons une méthode de prédiction originale et qui se montre performante en comparaison des approches existantes.

Conception de stabilisateurs cardiaques actifs : Il s'agit dans ce chapitre de proposer un mécanisme actif permettant de compenser les mouvements résiduels du cœur. Nous proposons successivement deux stabilisateurs robotisés basés sur l'utilisation de mécanismes compliants et d'un actionnement piézoélectrique. Le premier, qui a été proposé pour valider le concept de stabilisation active, présente un degré de liberté et permet de compenser la direction principale du mouvement résiduel. Le second stabilisateur dispose de deux degrés de liberté et doit permettre la compensation de la totalité du mouvement résiduel. Il repose sur une architecture sphérique série et possède un centre de rotation déporté. Ce dernier permet de considérer l'insertion du dispositif par le subxiphoïde, dans le cas d'un pontage totalement endoscopique. Chacune des deux liaisons pivots est obtenue grâce à un sous-système composé d'un actionneur piézoélectrique linéaire et d'un mécanisme plan compliant basé sur un mécanisme en configuration proche d'une singularité parallèle. L'architecture parallèle garantit une bonne rigidité et l'utilisation d'une configuration proche d'une singularité parallèle permet l'amplification du mouvement de l'actionneur piézoélectrique.

Pour chacune des deux versions, la méthodologie de conception ainsi que l'approche de dimensionnement, sont présentés. Des simulations en éléments finis et des expérimentations démontrent les capacités des mécanismes proposés.

Compensation active du mouvement résiduel : Nous nous sommes enfin attachés au choix d'une stratégie de commande adaptée à la stabilisation active. Nous disposons pour la commande d'une mesure visuelle du déplacement de la partie distale du stabilisateur fournie par une caméra rapide. Le problème de commande revient donc à un problème de rejet d'une perturbation non mesurable, à savoir l'action du muscle cardiaque. Pour ce faire, la méthodologie de commande H_∞ a été adoptée. Ce formalisme permet en effet de spécifier des contraintes de robustesse, nécessaires pour notre application : le modèle décrivant le comportement dynamique du stabilisateur est altéré au contact du cœur. Plusieurs lois de commande intégrant, à différents degrés, des connaissances *a priori* sur la perturbation sont évaluées. Un correcteur H_∞ avec une composante prédictive est notamment proposé.

Les résultats d'une expérimentation *in vivo* qui permettent de valider le concept de stabilisation active, sont finalement décrits.

Enfin, en conclusion, nous dressons un bilan des travaux réalisés et des perspectives qu'ouvre ce travail, avec une approche dont le potentiel est aujourd'hui prometteur.

CHAPITRE 1

État de l'art et contributions

Sommaire

1.1 Anatomie, fonctionnement et pathologies du cœur	11
1.2 Revascularisation des coronaires	16
1.3 Techniques de pontage coronarien	19
1.4 Compensation robotisée des mouvements physiologiques	27
1.5 Contributions de la thèse	34

Dans ce chapitre, nous exposons tout d'abord brièvement les propriétés anatomiques du coeur. Nous définissons ensuite les principales pathologies atteignant cet organe. Nous montrons alors l'intérêt des techniques de revascularisation des coronaires avant de décrire en détail les procédures actuelles de pontage coronarien. Ceci permet de souligner les lacunes des dispositifs de stabilisation actuellement utilisés. En conséquence, nous nous intéressons aux approches proposées dans la littérature pour la compensation robotisée des mouvements physiologiques, qui pourraient palier le problème. Finalement nous situons l'approche que nous proposons dans le cadre de cette thèse par rapport à cet état de l'art, et décrivons brièvement les contributions de ce travail.

1.1 Anatomie, fonctionnement et pathologies du cœur

Le cœur humain est un organe creux qui mesure en moyenne 13 cm de long sur 8 cm de large, et qui pèse environ 300 grammes [Vacheron99]. Il se situe dans la partie antérieure caudale du médiastin (Fig.1.1), la partie centrale du thorax. Profitons de cette occasion pour définir les directions anatomiques qui vont servir dans la suite du document : la figure 1.2 représente deux coupes du corps humain, une frontale et une sagittale. La coupe non représentée et qui

est perpendiculaire aux deux précédentes s'appelle la coupe transverse. L'axe qui est dirigé des membres droits vers les membres gauches est appelé axe Droite-Gauche (DG). L'axe Caudal-Crânial (CC) ou encore Inférieur-Supérieur (IS) est dirigée des pieds vers la tête. Finalement l'axe Postérieur-Antérieur (PA), appelé également Dorsal-Ventral (DV), est dirigé du dos vers le ventre.

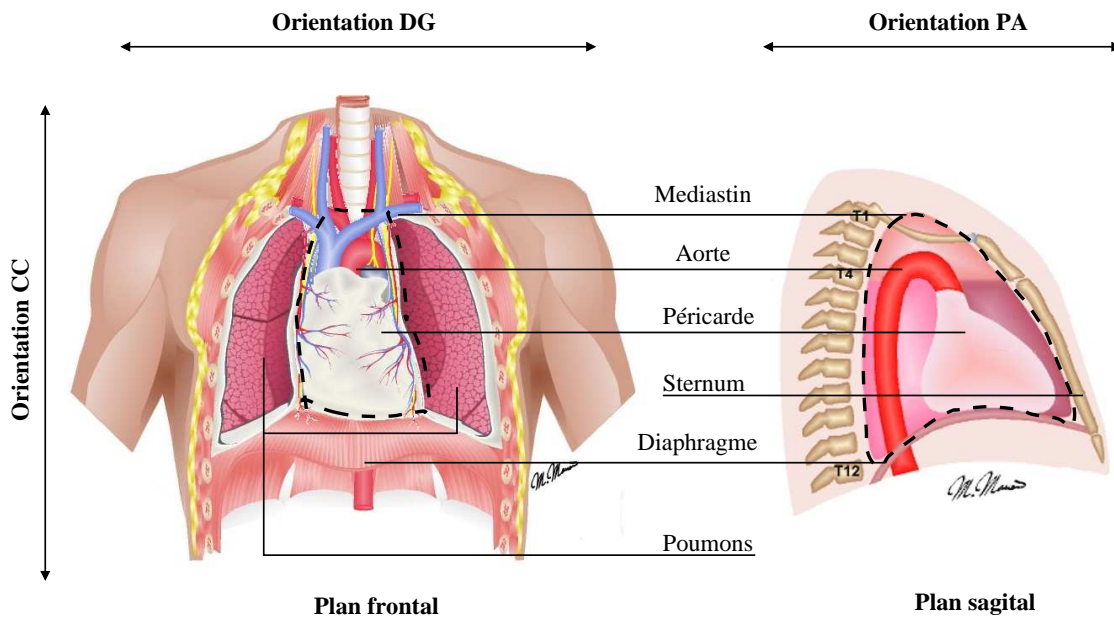


FIG. 1.1 – Anatomie du médiastin [uOttawa]

Le cœur est composé essentiellement d'un muscle spécifique qui ne se fatigue pas, le myocarde. Ce muscle est protégé par une enveloppe externe, le péricarde. La couche inférieure du péricarde, appelée épicarde, constitue la surface du cœur. On distingue également l'endocarde, couche séparant le myocarde de la zone creuse du cœur.

Le cœur est séparé en deux parties, droite et gauche, par une barrière musculaire, le septum. La figure 1.3 illustre l'anatomie de ces deux parties du cœur. Chaque partie est composée d'un ventricule et d'une oreillette séparés par la valve tricuspide pour la partie droite, et la valve mitrale pour la partie gauche.

La fonction du cœur est d'assurer la circulation sanguine dans l'organisme. Pour ce faire, le sang pauvre en oxygène en provenance des veines caves arrive au niveau de l'oreillette droite. Après ouverture de la valve tricuspide, ce sang est transféré vers le ventricule droit pour être envoyé vers les poumons via l'artère pulmonaire : c'est "la petite circulation" qui est assurée par la partie droite du cœur. La partie gauche du cœur assure quand à elle "la grande circulation" : le sang oxygéné en provenance des poumons arrive dans l'oreillette gauche par la veine pulmonaire. Une fois la valve mitrale ouverte, le sang riche en oxygène est transféré vers le ventricule gauche pour être propulsé vers tout le corps à travers l'aorte. L'activité des deux parties du cœur est totalement synchrone.

Le cœur assure sa fonction suivant un cycle régulier et à une fréquence au repos pouvant varier

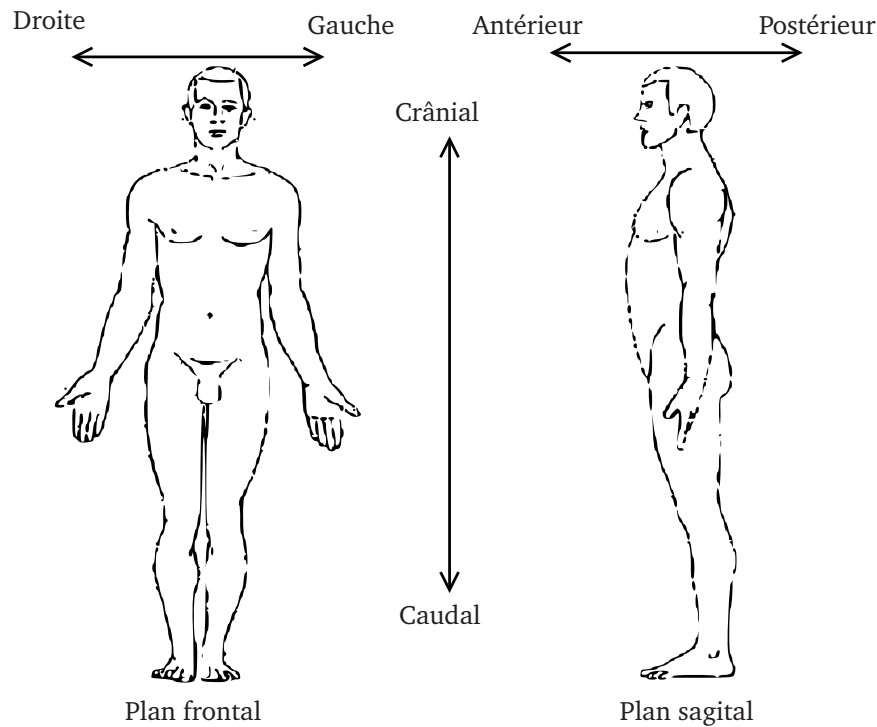


FIG. 1.2 – Axes anatomiques [Wikipédia]

de 60 à 90 cycles par minute [Sende03]. Le cycle cardiaque est régi par une horloge interne. La cadence de cette horloge est donnée par une impulsion électrique générée au niveau du noeud sinusal, formé par des cellules auto-excitables et situé dans l'oreillette droite. Cette impulsion électrique se propage d'une manière isotropique dans les oreillettes. Elle est ensuite relayée par le noeud auriculo-ventriculaire, situé au niveau du point de jonction entre les ventricules et les oreillettes, qui la propage dans les ventricules. C'est la propagation de cette impulsion électrique dans le muscle cardiaque qui assure la régularité et la coordination de la contraction auriculo-ventriculaire.

Le cycle cardiaque peut être décomposé en deux grandes étapes, la systole et la diastole.

La systole peut être elle-même décomposée en deux étapes : la systole auriculaire et la systole ventriculaire. La systole auriculaire a lieu lorsque les deux oreillettes sont remplies de sang. Après ouverture des valves tricuspide et mitrale, le sang est expulsé vers les ventricules. Pendant la systole ventriculaire, les valves auriculo-ventriculaires se ferment pour empêcher le reflux de sang dans les oreillettes. Les ventricules se contractent et propulsent le sang vers le corps (pour le ventricule gauche) et les poumons (pour le ventricule droit). Après expulsion du sang, les valves aortique et pulmonaire se referment.

Lors de la diastole, le muscle cardiaque est relâché, permettant le remplissage passif des oreillettes.

La propagation de l'impulsion électrique qui régit le cycle cardiaque peut être analysée grâce un signal obtenu à partir de potentiels électriques mesurés à différents points du thorax. Ce signal,

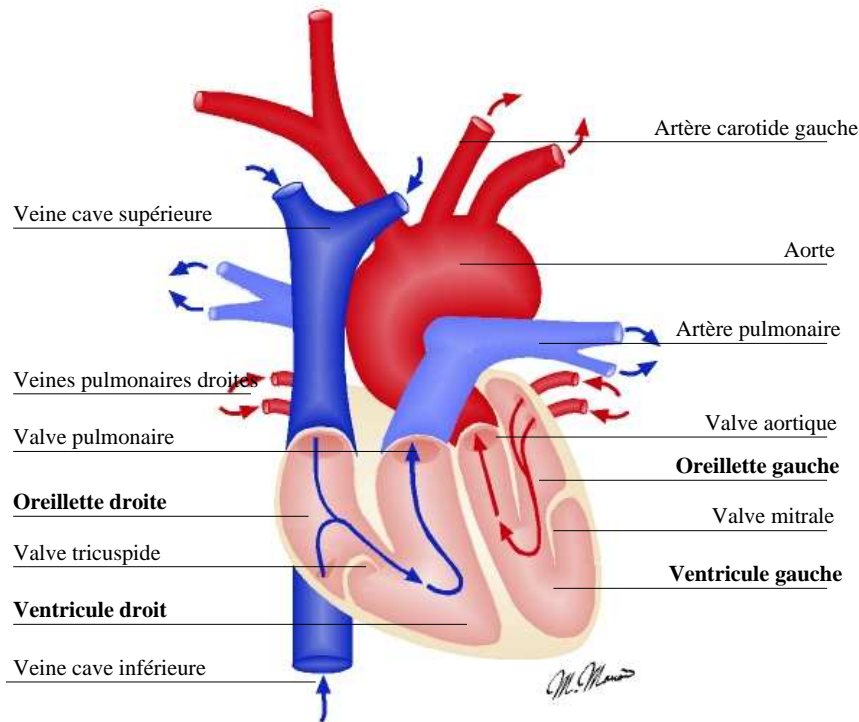


FIG. 1.3 – Anatomie du cœur [uOttawa]

l'électrocardiogramme (ECG), est caractérisé par un regroupement de 6 ondes désignées par des lettres allant de P à U. Les ondes les plus importantes sont les ondes Q, R, S qui forment un complexe appelé le QRS. La figure 1.4 représente la corrélation entre le signal ECG et le cycle cardiaque. L'apparition de l'onde P marque l'arrivée de l'impulsion électrique dans les oreillettes et le début de la contraction du muscle auriculaire : c'est le début de la systole qui ne va se prolonger que pendant un tiers de la durée du cycle cardiaque [d'Alché03]. Le complexe QRS marque le début de la systole ventriculaire, dont la fin est détectée grâce à l'onde T qui survient lors du relâchement des ventricules [Sende03].

Lorsque la fréquence cardiaque (c'est à dire la fréquence d'apparition du complexe QRS) varie pour s'adapter aux conditions physiologiques d'un sujet, la durée de la systole demeure pratiquement inchangée. C'est la durée de la diastole qui varie de façon adéquate pour s'ajuster à la nouvelle longueur du cycle cardiaque.

Le cœur est irrigué grâce à un réseau d'artères coronaires. Les artères coronaires sont issues de deux principales artères : l'artère coronaire droite qui irrigue la partie droite du cœur, et l'artère coronaire gauche qui irrigue la partie gauche du cœur. La figure 1.5 illustre le réseau coronarien né de la ramification des artères coronaires gauche et droite. Remarquons le petit diamètre des artères coronaires : dans [Manning93], une mesure des diamètres de quelques artères coronaires de 25 sujets humains a été réalisée sous Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Les diamètres proximaux moyens des artères coronaires gauche, circonflexe, interventriculaire antérieure et droite sont respectivement de 4,8 mm, 3,5 mm, 3,6 mm et 3,7 mm.

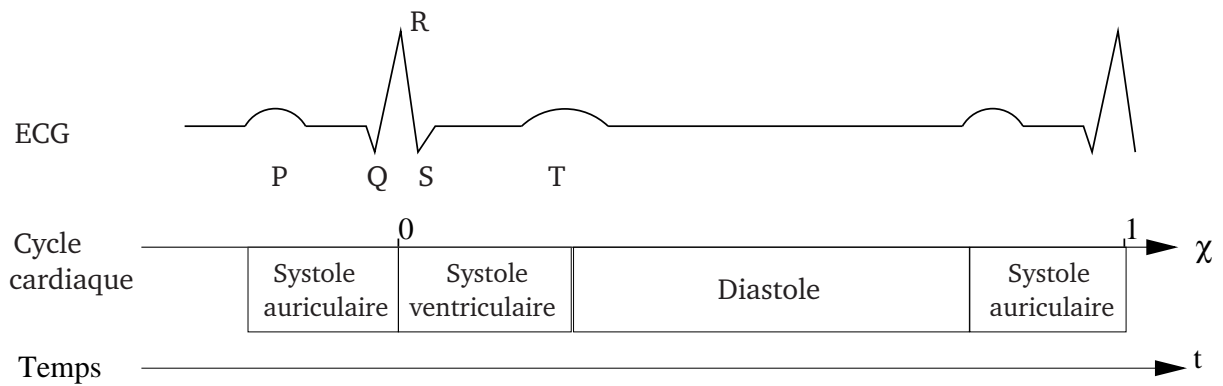


FIG. 1.4 – Corrélation entre le signal ECG et le cycle cardiaque [Cuvillon06]

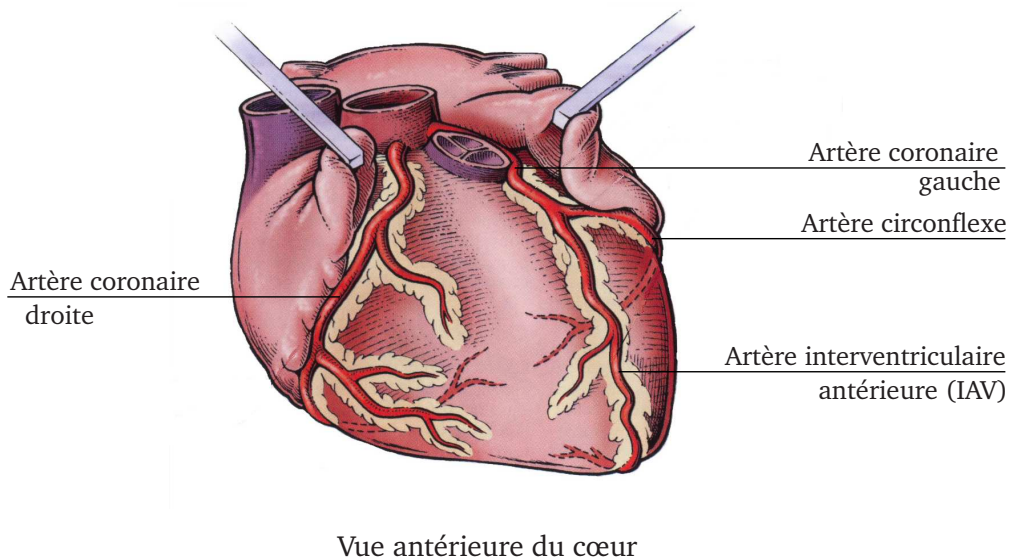


FIG. 1.5 – Anatomie des artères coronaires [Sallé04]

Comme tout organe vivant, le cœur peut être touché par certaines maladies qui nuisent à son fonctionnement. Nous pouvons distinguer cinq catégories principales de pathologies cardiaques [Sauvée06] :

- la communication intra-cavitaire : Normalement, les deux parties du cœur sont complètement isolées grâce au septum, et aucun transfert sanguin direct n'est possible. Cependant, suite à des malformations, un échange sanguin peut avoir lieu entre les deux ventricules ou les deux oreillettes. Une intervention chirurgicale est parfois nécessaire pour rétablir l'étanchéité des deux parties ;
- le dysfonctionnement des valves : Une des valves cardiaques peut présenter des dysfonctionnements conduisant à des reflux sanguins lors de la systole. La chirurgie est souvent

indispensable pour rétablir un fonctionnement correct de la valve ou la remplacer par une valve mécanique ;

- l'inflammation : L'inflammation du myocarde et de l'endocarde, dénommées respectivement la myocardite et l'endocardite, ne nécessitent qu'un traitement médical. L'inflammation des valves requiert en revanche une opération chirurgicale pour changer les valves touchées ;
- le dérèglement du rythme cardiaque : Ce dérèglement peut se manifester à titre d'exemple par des extrasystoles. Un traitement médical peut être administré pour corriger le rythme cardiaque. Dans des cas plus extrêmes, le recours à la chirurgie est indispensable pour implanter un stimulateur cardiaque artificiel (le pacemaker) ;
- l'ischémie et l'infarctus du myocarde : Des plaques d'athérome, des dépôts graisseux, peuvent se former au niveau des artères coronaires. Des caillots sanguins peuvent accroître la taille des plaques d'athérome : c'est la thrombose. La sténose de ces artères peut conduire à une ischémie du muscle cardiaque, *i.e* celui-ci peut manquer d'oxygène. En cas d'ischémie grave, les cellules cardiaques peuvent se nécroser. Le cœur perd alors sa capacité de battre, entraînant la mort du patient (par exemple, suite à une fibrillation ventriculaire). Pour cette pathologie, une intervention chirurgicale pour revasculariser le cœur est inéluctable.

Les maladies cardiovasculaires sont la première cause de mortalité au monde. Elles ont provoqué 17,5 millions décès en 2005, dont 30% sont dûs à des cardiopathies coronariennes [OMS] qui conduisent à l'ischémie du myocarde. Dans le cadre de notre travail, nous nous intéressons donc en particulier à la revascularisation chirurgicale du cœur. Nous présentons dans la suite les deux techniques majoritairement utilisées pour revasculariser les artères coronaires. L'accent sera davantage mis sur le pontage coronarien du fait de son efficacité, comme cela sera souligné dans la suite.

1.2 Revascularisation des coronaires

Lorsque la sténose d'une artère coronaire peut entraîner une ischémie du myocarde, deux techniques peuvent être utilisées pour rétablir une vascularisation correcte du cœur : l'angioplastie ou le pontage coronarien.

1.2.1 Angioplastie

L'angioplastie est une technique de revascularisation percutanée [Wilson08] qui a vu le jour à la fin des années 1970. Un cathéter équipé d'un ballonnet gonflable est introduit par l'artère fémorale. Il est ensuite guidé sous contrôle radiographique jusqu'au site de la sténose. Le ballonnet est alors gonflé à haute pression afin d'écraser les plaques d'athérome qui bouchent l'artère, avant d'être dégonflé pour permettre le retrait du cathéter (Fig. 1.6). Un stent (dispositif métallique maillé et tubulaire) peut également être attaché au ballonnet. Ainsi lors du gonflage de ce dernier, le stent se déploie et reste collé à la paroi interne de l'artère coronaire réduisant

ainsi le risque d'une resténose [Macaya96]. Une réaction inflammatoire ou une hyperplasie¹ au niveau de l'artère peuvent être engendrées par la présence du stent, considéré comme un corps étranger par l'organisme. Afin d'éviter ces troubles, des stents à élution permettant l'administration d'agents actifs [Sousa03] peuvent être utilisés. Des recherches sur l'utilisation de nouveaux stents biodégradables sont également menées [Heublein03].

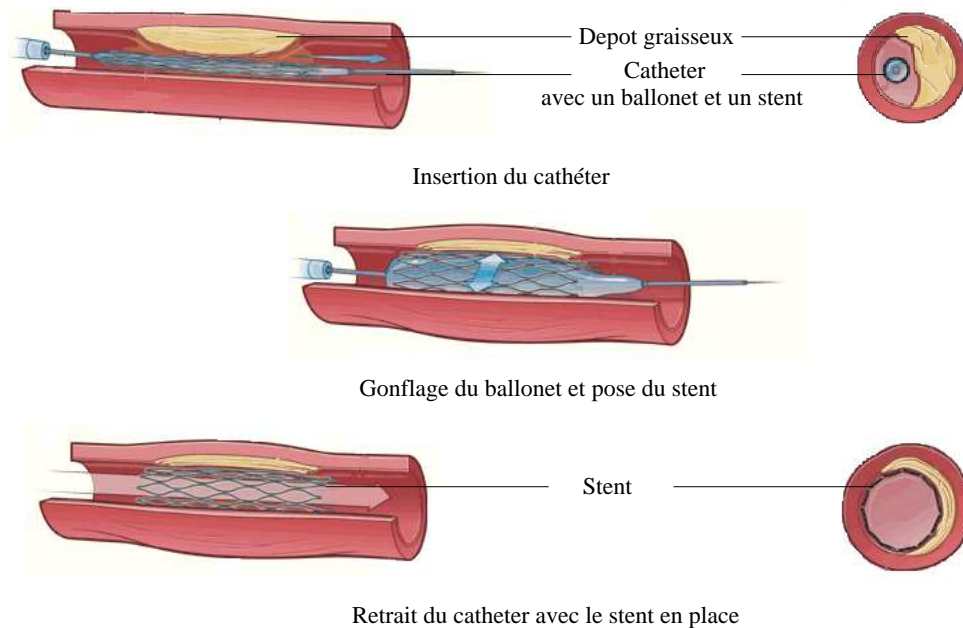


FIG. 1.6 – Schéma de la procédure d'angioplastie [Dooblecare]

1.2.2 Pontage coronarien

Le pontage coronarien est une technique chirurgicale de revascularisation. L'ancêtre de cette technique est sans doute la méthode proposée par Vineberg en 1956. Ce dernier a implanté une artère mammaire directement dans le ventricule gauche, espérant ainsi rétablir une revascularisation correcte du muscle cardiaque.

Le pontage coronarien, tel que pratiqué actuellement, consiste à court-circuiter la partie sténosée d'une artère coronaire par un vaisseau sanguin sain pour rétablir l'irrigation du muscle cardiaque.

Les vaisseaux utilisés pour le pontage, appelés greffons, sont prélevés sur le patient. Ils sont redondants et donc leur prélèvement ne met pas en péril l'irrigation de leur organe de provenance. Deux types de greffons peuvent être utilisés [Jansens] (Fig.1.7) :

- Greffons veineux : Le greffon veineux le plus utilisé est la veine saphène interne prélevée sur la face interne de la jambe. En cas d'utilisation de ce greffon, deux connexions doivent être effectuées. La première au niveau de l'aorte pour recueillir le sang riche en oxygène

¹Prolifération anormale des cellules d'un organe

et la deuxième en aval du site d'obstruction de l'artère coronaire.

- Greffons artériels : Plusieurs artères peuvent être utilisées pour réaliser un pontage coronarien. Nous pouvons citer à titre d'exemple les artères radiales (se situant dans le bras), épigastrique (au niveau de la hanche) et gastro-épiploïque droite (se trouvant dans la grande courbure de l'estomac). Mais les artères mammaires internes sont, de loin, les plus utilisées. Ces dernières prennent source non loin de l'aorte au niveau des artères sous-clavières. Les artères mammaires peuvent être utilisées en greffon libre comme c'est le cas pour les greffons veineux. Mais les chirurgiens préfèrent les utiliser sous forme de greffons pédiculés, c'est à dire en gardant leur attache proximale naturelle. Ainsi une seule connexion (entre la partie distale du greffon et l'artère coronaire) est nécessaire.

Les pontages artériels sont privilégiés lors d'un pontage coronarien. En effet leur nature artérielle leur procure une meilleure résistance à un débit sanguin important. En outre, plusieurs études ont montré que le risque de sténose du greffon est plus élevé lors de l'utilisation de greffons veineux. Dans [Tatoulis04], 2375 cas de pontages de l'artère interventriculaire, dont 1165 à l'aide de l'artère mammaire gauche et 1210 moyennant la veine saphène, ont été effectués. Une resténose est apparue chez 39,8% des sujets dans le cas de l'utilisation du greffon veineux contre seulement 2,9% lors l'usage du greffon artériel.

La connexion entre le greffon et l'artère coronaire s'appelle l'anastomose. Elle est réalisée en deux temps. Premièrement, une incision longitudinale de l'artère coronaire est réalisée. Ensuite la partie distale du greffon est reliée à l'incision à l'aide d'une suture. Le fil de suture utilisé est généralement en polypropylène 7 – 0 dont le diamètre ne dépasse pas 70 μm [Loulmet99].

Étant donné les petits diamètres des artères coronaires (4 mm en moyenne) et des artères mammaires (2 mm de diamètre distal) ainsi que celui du fil de suture (70 μm), il est facile d'imaginer la délicatesse requise pour effectuer le geste de suture. D'ailleurs, plusieurs groupes de recherche essayent de réaliser des anastomoses sans suture. Parmi les techniques explorées, nous pouvons citer le système *Magnetic Vascular Port* de la société Ventrica. Ce système est composé de deux structures magnétiques, chacune composée de trois aimants : un aimant intravasculaire qui est positionné à l'intérieur du vaisseau sanguin et deux aimants extravasculaires qui restent sur la paroi du vaisseau. Un système de guidage permet de fixer une structure magnétique au niveau l'incision au niveau de l'artère coronaire puis une deuxième structure sur la partie distale du greffon. L'anastomose peut ainsi être réalisée en rapprochant tout simplement les deux plaques magnétiques [Klima04].

1.2.3 Angioplastie ou pontage coronarien ?

En 2005, aux États unis d'Amérique, 645000 angioplasties ont été réalisées contre seulement 261000 pontages coronaires [Bravata07]. L'angioplastie doit son succès à son caractère percutané et donc moins invasif que le pontage qui est un acte chirurgical. Néanmoins, cette technique percutanée ne peut se pratiquer que lorsque la partie sténosée de l'artère est courte et non calcifiée. De plus, plusieurs études montrent que le risque de resténose est plus important dans le cas d'une angioplastie. Dans [Diegler02], une comparaison entre l'angioplastie avec pose de stent d'une part et le pontage coronaire d'autre part est réalisée. Lors de cette étude, 110 patients ont

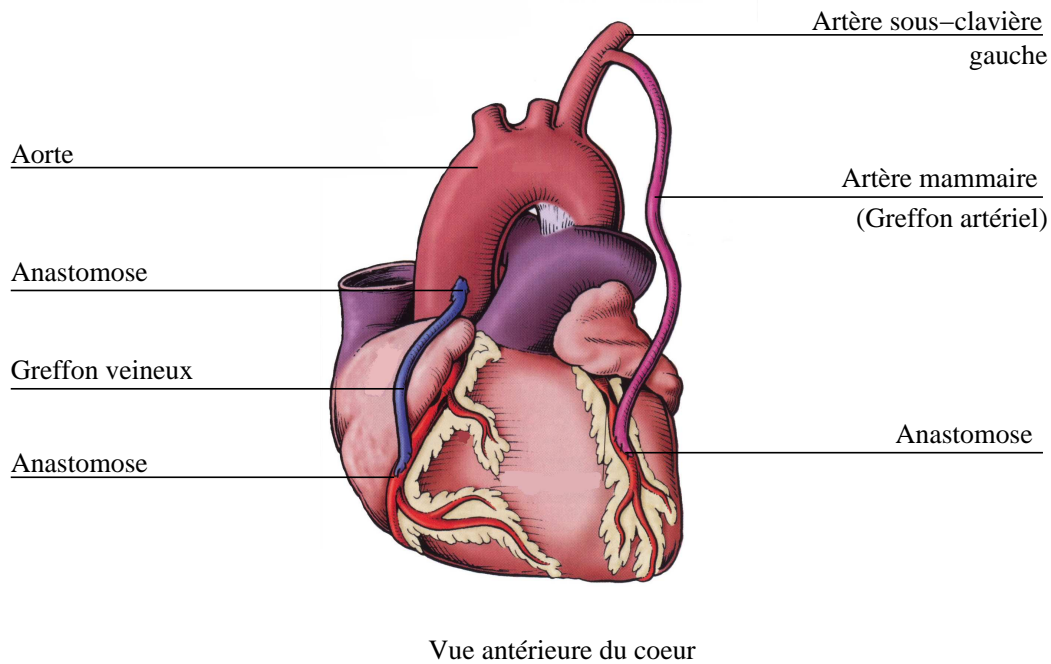


FIG. 1.7 – Les deux types de greffons utilisés pour le pontage [Sallé04]

subi une angioplastie et 110 autres un pontage. Une resténose a eu lieu dans 29% et 8% des cas, respectivement pour le premier et le second groupe de patients. Aucune étude à grande échelle n'a été menée pour comparer le pontage et l'angioplastie avec pose de stents à élution. Le pontage coronarien reste donc pour le moment la technique la plus efficace de revascularisation du cœur. Les deux techniques sont parfois combinées, dans le cas de plusieurs artères malades, avec utilisation de l'angioplastie pour les artères qui ne présentent pas une sténose à un stade avancé [Katz06, Davidavicius05].

1.3 Techniques de pontage coronarien

1.3.1 Pontage coronarien sur un cœur à l'arrêt

Le cœur est un organe en perpétuel mouvement qui réalise des déplacements significatifs par rapport à sa taille et celle des coronaires, avec des accélérations conséquentes. Ainsi dans l'étude réalisée par Lemma *et al.*, le débattement de l'artère intraventriculaire d'un sujet porcin est de 12,5 mm [Lemma05]. Cuvillon *et al.* ont mesuré une accélération du cœur pouvant atteindre 10 ms^{-2} lors d'expériences réalisées également sur un sujet porcin [Cuvillon05].

Le mouvement du cœur est incontestablement incompatible avec la précision requise pour effectuer un pontage. C'est pour cette raison que le pontage coronarien s'est tout d'abord effectué sur des cœurs à l'arrêt. Cela permet aux chirurgiens de travailler sur un organe stable, et réaliser ainsi des gestes d'une grande précision.

1.3.1.1 Pontage à ciel ouvert

Le pontage coronarien à ciel ouvert est la technique qui offre le plus de confort aux chirurgiens. En effet, ils ont alors un accès direct au cœur et peuvent ainsi profiter d'un large champ de vision et de leur complète dextérité pour effectuer les gestes chirurgicaux.

Lors d'un pontage coronarien à ciel ouvert, le patient est d'abord mis sous anesthésie générale et ventilation artificielle à l'aide d'une intubation oro-trachéale. Une sternotomie (grande ouverture au niveau du sternum) est ensuite effectuée à l'aide d'une scie. Le thorax est maintenu ouvert grâce à un écarteur (Fig. 1.8).

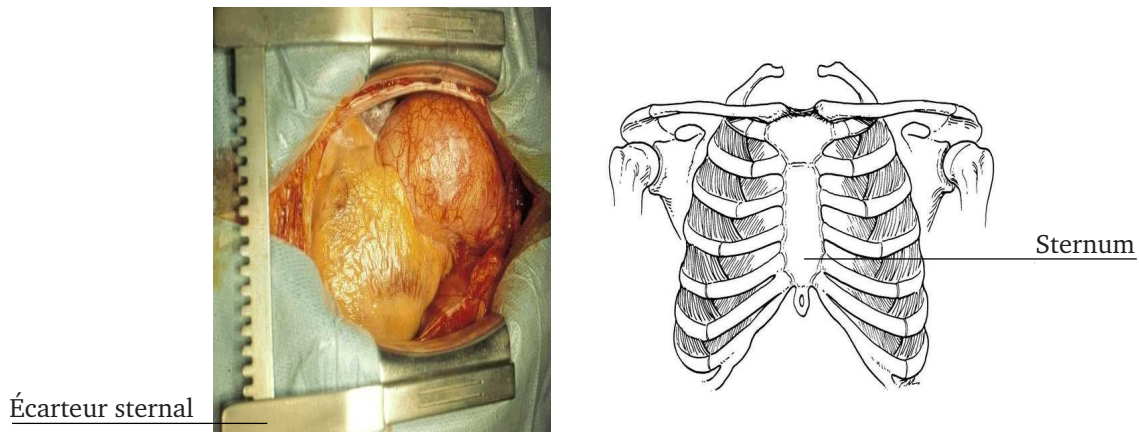


FIG. 1.8 – Illustration d'une sternotomie [Chavanon05]

L'artère mammaire est ensuite prélevée tout au long de l'articulation costo-sternale depuis le xiphoïde jusqu'à son attache au niveau de l'artère sous-clavière (Fig. 1.9).

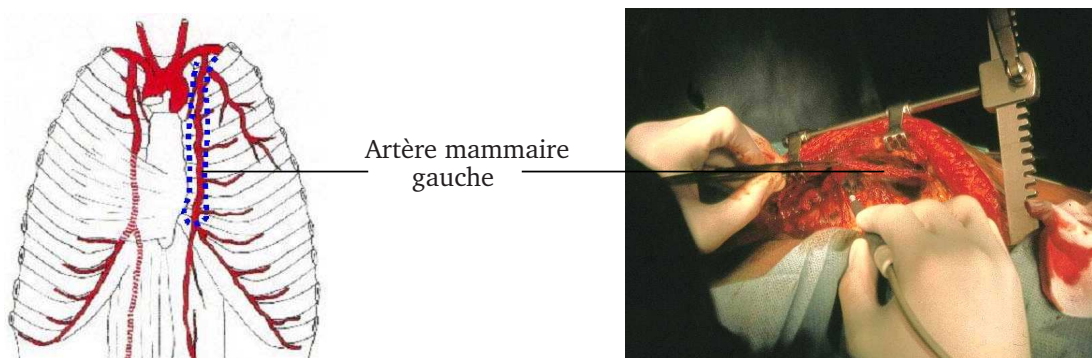


FIG. 1.9 – Prélèvement d'une artère mammaire [Chavanon05]

Une fois l'artère mammaire prélevée, la circulation extracorporelle (CEC) est mise en place (Fig. 1.10). Cette procédure vise à remplacer le cœur et les poumons par une machine artifi-

cielle qui assure l'oxygénation du sang et sa circulation dans l'organisme, permettant ainsi au chirurgien de réaliser le pontage sur un cœur à l'arrêt. La mise en place de la CEC consiste à mettre en place un cathéter veineux au niveau des veines caves ou dans l'oreillette droite pour recueillir le sang pauvre en oxygène et l'acheminer vers la machine "cœur-poumon" artificielle. Un cathéter aortique est placé au niveau de l'aorte pour propulser dans le corps le sang oxygéné en provenance de la machine.

La machine "cœur-poumon" est constituée essentiellement de trois parties :

- un oxygénateur : Cette partie assure l'oxygénation du sang recueilli au niveau des veines caves ;
- une pompe artérielle : Cette partie est le suppléant du ventricule gauche, elle assure la propulsion du sang riche en oxygène dans tout le corps ;
- un échangeur thermique : Ce dispositif permet de contrôler la température du sang propulsé dans l'organisme et par conséquent, de contrôler la température centrale du corps du patient. En général, la température du patient est abaissée au cours de l'intervention chirurgicale.

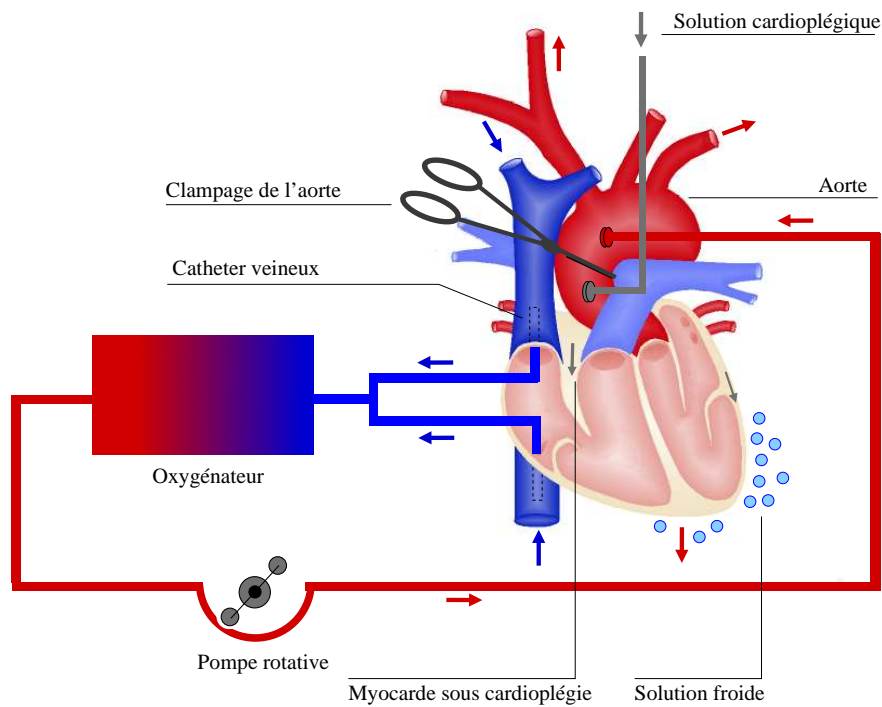


FIG. 1.10 – Principe de la Circulation Extracorporelle (CEC) [Cuvillon06]

Une fois la CEC démarrée, la ventilation est arrêtée. L'aorte est également claquée pour éviter toute irrigation du cœur. Une solution cardioplégique (liquide riche en potassium) est ensuite injectée dans le myocarde pour arrêter complètement le cœur. Le cœur n'a alors plus besoin que de 5% de ces besoins habituels en oxygène. Du sang oxygéné riche en potassium est injecté dans le cœur d'une manière périodique pendant l'opération pour protéger le myocarde et éviter la reprise naturelle du battement.

Ensuite, le chirurgien peut réaliser l'anastomose sur un cœur immobile. Lorsqu'elle est finie, le cœur du patient est "redémarré". La CEC est retirée et le sternum est cousu. Des drains sont mis en place pour évacuer les pus et autres liquides pouvant provoquer une infection.

1.3.1.2 Pontage mini-invasif

Pour réduire le traumatisme dû à l'ouverture du sternum et son maintien en position écartée pendant une longue période, les chirurgiens ont essayé d'effectuer les pontages en passant par de plus petites ouvertures comme, par exemple, par des thoracotomies (Fig.1.11).

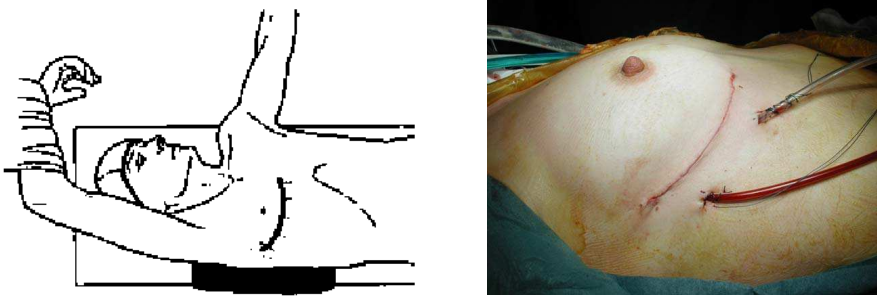


FIG. 1.11 – Exemple d'une thoracotomie : une thoracotomie antéro-latérale [Chavanon05]

Afin de limiter la taille des cicatrices, et également de réduire la durée de cicatrisation et d'hospitalisation, la chirurgie cardiaque tend à évoluer vers une approche totalement endoscopique. Dans ce cas les instruments (Fig.1.12) sont introduits par des trocars (Fig.1.13) dont le diamètre est de l'ordre de 10 mm.

Cette technique est très difficile car le chirurgien n'a plus une vision directe du site du pontage et le champ de vision est réduit. Le chirurgien perd également partiellement le retour d'effort du fait de l'interaction avec le trocar. De plus, le nombre de gestes possible est réduit car il ne peut plus utiliser que les quatre degrés de liberté permis par le trocar.

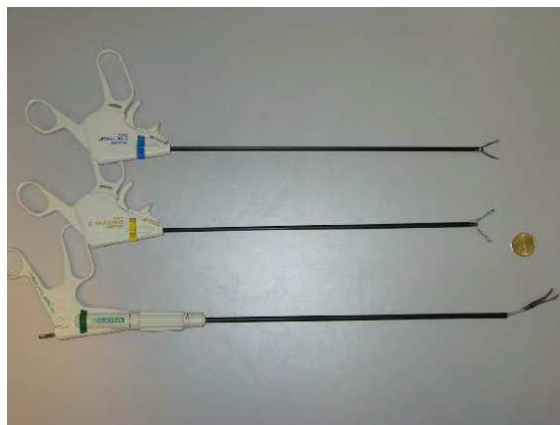


FIG. 1.12 – Instruments de chirurgie endoscopique [Krupa03]

Pour les raisons qui viennent d'être évoquées, le pontage coronarien totalement endoscopique n'a jamais rencontré un vif succès avant l'apparition et la commercialisation du système robotique Da Vinci, de la société Intuitive Surgical, permettant d'assister les gestes chirurgicaux. Le Da Vinci est un système de télémanipulation composé donc d'une console maître et d'un robot esclave (Fig.1.14) :



FIG. 1.13 – Trocars utilisés pour accéder au site d'une opération chirurgicale d'une façon endoscopique [Krupa03]

- la console permet au chirurgien d'être assis confortablement à proximité du champ opératoire. Cette console est munie d'un système d'immersion visuelle et de poignées permettant au praticien de commander les outils portés par le robot esclave. Le système d'immersion visuelle permet au praticien d'avoir une vue 3D du site de chirurgie, grâce à un endoscope stéréoscopique ;
- le robot esclave est constitué de trois bras robotiques attachés à une même base mobile. Un bras est utilisé pour porter et positionner l'endoscope stéréoscopique. Les deux autres servent à manipuler les instruments de chirurgie. Ces derniers sont munis de degrés de liberté intracavitaires augmentant ainsi les possibilités de mouvement pour le chirurgien.

La version actuelle de ce système, appelée "Da Vinci S", intègre un quatrième bras et gère mieux les possibles collisions entre les bras esclaves.

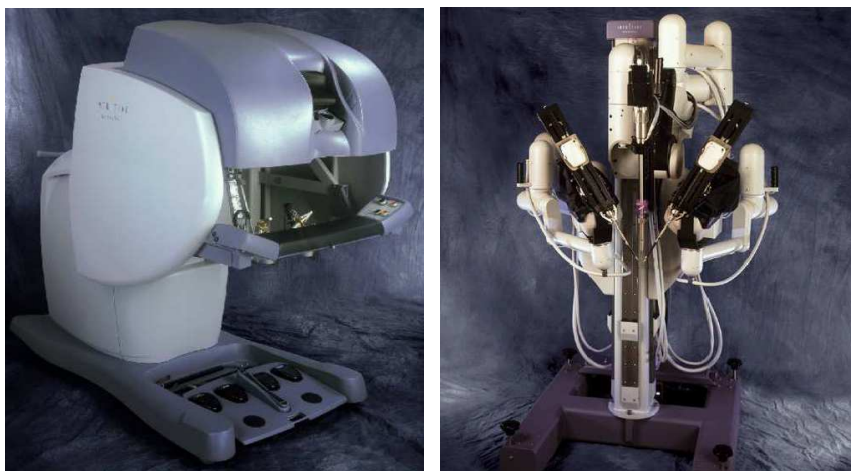


FIG. 1.14 – Le système de télémanipulation Da Vinci

La circulation extracorporelle peut être mise en place d'une façon endoscopique grâce au système HeartPort [Schwartz96]. Le principe est le même que celui de la CEC invasive mais un système de cathéters et canules est utilisé pour recueillir le sang, l'oxygéner, et le propulser dans le corps. Ces instruments endoscopiques sont introduits au niveau de l'artère et de la veine fémorale. Le clampage de l'aorte est également réalisé à l'aide d'un ballonnet gonflable qui est acheminé jusqu'à l'aorte par voie vasculaire.

Le déroulement d'un pontage coronarien totalement endoscopique peut être décomposé de la façon suivante [Loulmet99, Kypson03] :

- mise sous anesthésie générale avec une respiration artificielle du poumon droit exclusivement ;
- élévation du thorax du patient de 30 degrés, ce dernier étant initialement en position couchée sur la table d'opération (Fig.1.15) ;
- marquage des côtes et du sternum pour faciliter le repérage externe ;
- pose d'un trocart dans un port positionné dans le 5^{ème} espace intercostal, sous la ligne médio-axillaire. Ce port est prévu pour introduire l'endoscope stéréoscopique (avec un angle d'ouverture de 30 degrés) ;
- insufflation de CO₂ à travers ce port pour augmenter l'espace du travail, avant d'y introduire l'endoscope ;
- création de deux ports additionnels au niveau des 3^{ème} et 7^{ème} espaces intercostaux, pour introduire deux instruments portés par les bras du DaVinci. Les ports forment généralement un triangle. Les positions intercostales peuvent varier pour s'adapter à la morphologie du patient ;
- prélèvement et préparation de l'artère mammaire pour le pontage ;
- mise en place de la CEC percutanée à l'aide du système HeartPort ;
- ouverture du péricarde en vue de la réalisation de l'anastomose ;

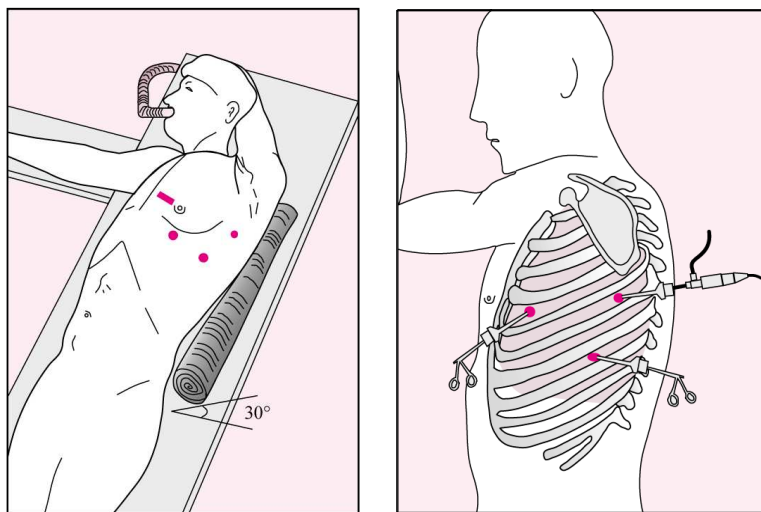


FIG. 1.15 – Position du patient lors d'un pontage coronarien endoscopique [Nataf96]

1.3.2 Pontage coronarien à cœur battant

Le pontage coronarien à cœur battant consiste à opérer un cœur qui continue de battre, ce qui évite le recours à la CEC. Même s'il est encore trop tôt pour tirer une conclusion claire et définitive sur l'intérêt de la chirurgie cardiaque à cœur battant comparée à la chirurgie conventionnelle avec l'utilisation de la CEC, certaines études laissent présager un bel avenir à cette nouvelle technique. Boyd *et al.* [Boyd99] ont effectué 60 opérations de pontage conventionnelles et 30 sur cœur battant. Le taux de fibrillation auriculaire est de 10% contre 28% en faveur de la chirurgie à cœur battant. Un séjour supplémentaire en unité de soins intensif d'une durée de 12 heures est nécessaire pour les patients ayant subi une opération conventionnelle. Par ailleurs, 10% des patients du premier groupe ont eu une complication respiratoire alors que cet effet était absent pour le second groupe. En faisant une étude impliquant 281 patients, Van Dijk *et al.* [Van Dijk02] ont constaté que les dégradations cognitives mesurées trois mois après l'opération de pontage atteignent 29% pour la chirurgie conventionnelle contre 21% pour les opérations à cœur battant. Il faut souligner également qu'un grand soin doit être apporté au myocarde durant une intervention avec arrêt du cœur pour éviter une ischémie, alors qu'en chirurgie à cœur battant le risque d'ischémie est minime.

1.3.2.1 Pontage à ciel ouvert

Comme nous l'avons mentionné précédemment, il est extrêmement difficile d'effectuer un pontage sur un cœur qui bat, à cause de la complexité du mouvement du cœur et des petites dimensions des vaisseaux mis en jeu. Afin de pouvoir pratiquer ce geste, les chirurgiens utilisent des stabilisateurs mécaniques passifs qui permettent de réduire le mouvement du site de l'anastomose (Fig.1.16). Deux types de stabilisateurs (Fig.1.17) peuvent être rencontrés : des stabilisateurs à aspiration ou à pression mécanique.

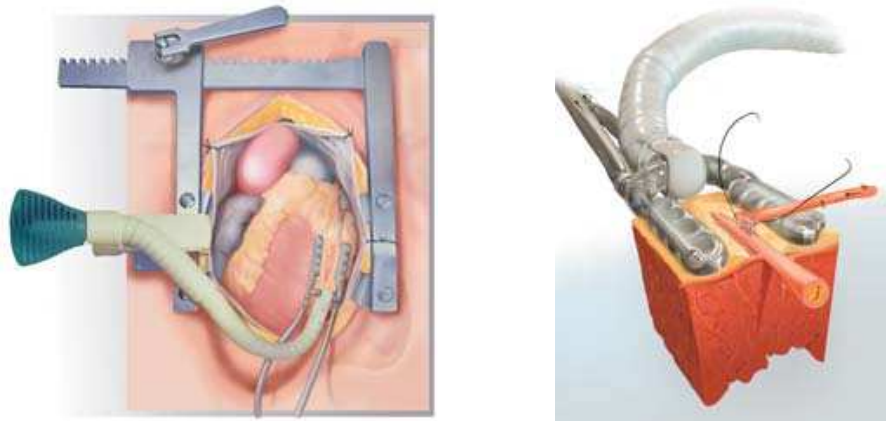


FIG. 1.16 – Schéma d'une stabilisation du site d'anastomose [Borst03]

La procédure de pontage est la même que sur le cœur arrêté, mis à part le remplacement de la phase de mise sous CEC par la fixation du stabilisateur cardiaque. En outre, l'artère pontée doit être clampée de part et d'autre du site d'anastomose afin d'éviter l'éjection de sang pendant l'incision de l'artère et jusqu'à la fin de la suture.



FIG. 1.17 – Les deux types de stabilisateurs cardiaques. A gauche, stabilisateur à pression mécanique (CTS Guidant) et à droite stabilisateur à aspiration (Medtronic Octopus).

Le nombre d'opérations cardiaques réalisées à cœur battant ne cesse d'augmenter, avec en l'an 2000 déjà 50000 opérations réalisées. Malgré ce développement, l'efficacité des stabilisateurs mécaniques est régulièrement mise en cause. Dans [Borst96], le déplacement d'un point de référence sur le myocarde de 16 sujets porcins a été monitoré dans le plan. Le déplacement résiduel après l'application d'un stabilisateur Octopus est en moyenne de 1,5 mm dans les deux directions de mesure. Koransky *et al.* ont évalué un stabilisateur cardiaque de la société CTS Guidant en mesurant par sono-micrométrie les déplacements résiduels sur 7 sujets porcins [Koransky03]. L'excursion du site stabilisé est de 7,9 mm dans la direction postérieur-antérieur. Dans [Cattin04], une évaluation du stabilisateur Octopus a été réalisé sur trois cochons. Une caméra positionnée de telle sorte que le plan image soit parallèle au plan frontal est utilisée pour mesurer les déplacements dans le plan. Un capteur laser à triangulation est utilisé pour effectuer les mesures dans la direction postérieur-antérieur. Les mesures réalisées montrent un déplacement antérieur-postérieur allant de 0,5 mm à 2,6 mm et une excursion dans le plan frontal variant de 0,22 mm à 0,81 mm. Lemma *et al.* ont comparé les performances de trois stabilisateurs cardiaques, en évaluant le déplacement résiduels sur 10 sujets porcins. La norme de l'excursion observée est de 1,5 mm, 2,1 mm et 1,5 mm en utilisant respectivement des stabilisateurs des sociétés CTS Guidant, Genzyme et Medtronic.

1.3.2.2 Pontage mini-invasif

Le pontage cardiaque à cœur battant par voie totalement endoscopique se fait en remplaçant le recours à la CEC percutanée par l'utilisation d'un stabilisateur endoscopique. L'accès au cœur se fait de manière similaire au cas d'un cœur arrêté et l'opération est réalisée également en utilisant le système Da Vinci.

Plusieurs équipes ont déjà réalisé des pontages coronaires totalement endoscopiques avec succès [Kappert01b, Kappert01a, Dogan02]. Mais souvent ces mêmes auteurs, et d'autres encore, mentionnent l'insuffisance de la stabilisation du site de l'anastomose [Dogan04, Falk03, Loisan05]. Cependant, contrairement aux stabilisateurs utilisés en chirurgie invasive, aucune donnée quantitative n'est disponible dans la littérature à notre connaissance.

Afin de quantifier le mouvement résiduel lors de l'utilisation d'un stabilisateur endoscopique,

nous avons évalué l'Octopus TE de la société Medtronic lors d'une expérience sur un sujet porcin pesant 45 kg [Bachta08c]. Le sujet porcin a reçu une anesthésie générale et une sternotomie a été effectuée pour accéder plus facilement au cœur. Après ouverture du péricarde, nous avons essayé de positionner l'octopus TE dans une position semblable à celle adoptée lors d'une intervention endoscopique. En effet, le stabilisateur était quasiment parallèle à la table d'opération et passait sous le xiphoïde (Fig.1.18). Les mesures de déplacement sont effectuées en installant des DELs sur les doigts du stabilisateur, et en utilisant une estimation de pose par vision. Les résultats obtenus sont indiqués dans le tableau 1.1. Les axes x et y sont dans le plan frontal alors que l'axe z correspond à la direction postérieur-antérieur. Nous pouvons remarquer que le déplacement résiduel atteint 4,2 mm crête à crête suivant l'axe z . Ce qui confirme les observations qualitatives citées précédemment.

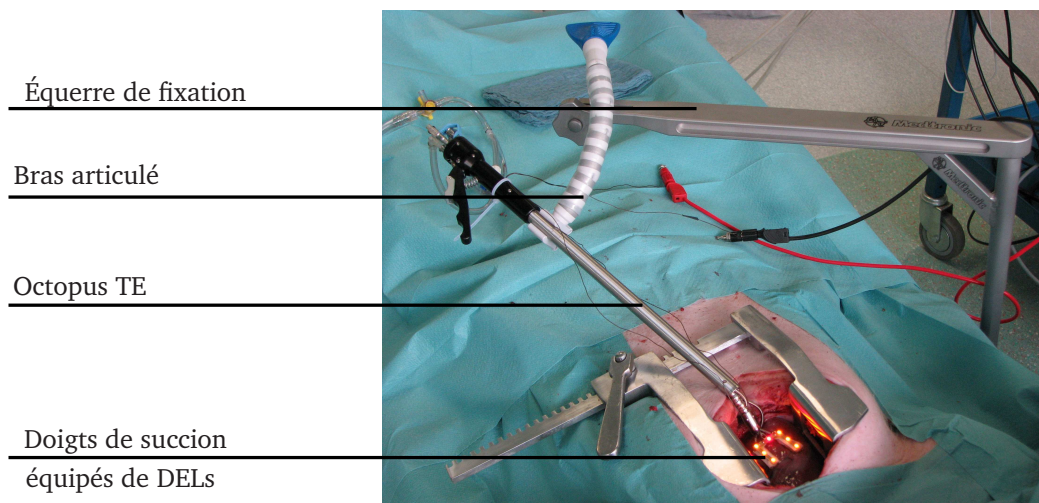


FIG. 1.18 – Evaluation d'un stabilisateur cardiaque totalement endoscopique, l'Octopus TE

Direction du déplacement	Axe x (mm)	Axe y (mm)	Axe z (mm)
Valeur crête à crête	2,2	1,6	4,2

TAB. 1.1 – Valeurs crête à crête du déplacement résiduel de l'Octopus TE

1.4 Compensation robotisée des mouvements physiologiques

Nous avons pour l'instant pu constater l'importance des pathologies résultantes de l'obstruction des artères coronaires, et mis en évidence l'efficacité du pontage coronarien. L'idéal, *a priori* le pontage à cœur battant par voie totalement endoscopique, exige encore aujourd'hui une grande habileté de la part du chirurgien, du fait notamment des faibles performances des stabilisateurs utilisés.

S'affranchir du mouvement de la surface du cœur relève dans la communauté roboticienne d'un problème largement abordé, celui de la compensation des mouvements physiologiques[Riviere06].

Nous prenons donc le temps ici de présenter les différentes approches proposées dans la littérature afin de pouvoir ensuite situer nos contributions.

Les mouvements physiologiques, peuvent être classés en deux catégories, à savoir d'une part les mouvements des organes dûs aux deux sources que sont la respiration et le battement cardiaque, et d'autre part les mouvements incontrôlés du chirurgien que sont les tremblements.

1.4.1 Compensation du tremblement

Il est vrai que les chirurgiens sont particulièrement habiles et possèdent une excellente dextérité, acquise après de longues années de pratique. Cependant, leurs mouvements manuels sont sujets aux tremblements, à l'instar de tous les humains. Ces tremblements, dont l'erreur quadratique moyenne peut atteindre $100 \mu\text{m}$ [Peral-Gutierrez04], deviennent gênants lors d'opérations de microchirurgie comme les interventions sur la rétine de l'œil. C'est dans ce contexte que Riviere *et al.* ont proposé un système robotisé pour compenser les tremblements [Riviere03]. Afin de permettre au chirurgien de garder toute sa dextérité et sa capacité de perception, les auteurs ont conçu un instrument de microchirurgie qui peut être tenu en main et manipulé directement par le chirurgien. La partie robotisée qui sert à compenser les tremblements, est intégrée à cet outil. Cette partie est composée de deux modules. Le premier, de perception, est constitué d'un accéléromètre tri-axial et de trois gyroscopes. Il est attaché à la partie proximale de l'outil et utilisé pour obtenir les déplacements au bout de l'instrument. Le deuxième module, qui sert à l'actionnement, est un robot parallèle à trois degrés de liberté (ddl). Chacun des axes de ce robot est piloté à l'aide d'actionneurs piézoélectriques. Le mouvement dû au tremblement est extrait de la mesure à l'aide d'une estimation des coefficients de Fourier des différentes harmoniques du mouvement perçu. Cette estimation alimente un correcteur qui génère la commande des actionneurs. Une évolution du système utilisant un mécanisme compliant a également été proposée [Choi05].

1.4.2 Compensation des mouvements dûs à la respiration

La respiration est responsable d'importants déplacements des organes non seulement dans la cage thoracique mais aussi dans l'abdomen. À titre d'exemple, le déplacement du foie peut atteindre 9 mm dans la direction gauche-droite, 8 mm dans la direction antérieur-postérieur et jusqu'à 26 mm dans la direction crânio-caudale [Clifford02]. Des déformations non-rigides des organes ont également lieu pendant la respiration.

Afin de travailler sur des organes immobiles, une première solution peut consister à faire du "gating" respiratoire. Cette technique consiste à effectuer le geste chirurgical seulement pendant un instant bien précis du cycle respiratoire, généralement en fin d'expiration car c'est le moment de repos le plus long pendant le cycle. Malheureusement, cette solution a un inconvénient majeur, à savoir le prolongement de la durée de l'intervention. De plus, lors d'une respiration naturelle l'amplitude du déplacement des organes peut varier au cours des cycles.

Des solutions robotisées de compensation du mouvement respiratoire ont par conséquent vu le jour. Dans le contexte de la radiothérapie, où le déplacement de l'organe cible peut engendrer

une irradiation involontaire des tissus voisins, Schweikard *et al.* proposent une méthode de suivi robotisé d'une tumeur. Dans ce travail [Schweikard00], la source d'irradiation est portée par un robot (le système Cyberknife) qui suit le déplacement de l'organe cible en temps réel. Ce suivi est réalisé grâce à une mesure du déplacement externe de la cage thoracique, obtenue à l'aide d'un système de localisation infra-rouge. Le mouvement de la cage thoracique permet de déduire celui de l'organe cible grâce à une phase de calibration préalable. Cette dernière consiste à trouver une corrélation entre la position de la cage thoracique et celle de l'organe, obtenue par les images provenant d'un système radiographique stéréoscopique. Cette phase de calibration est nécessaire car les images provenant des émissions des deux sources à rayons X ne peuvent pas être utilisées pour guider le robot : la période d'échantillonnage d'une dizaine secondes de l'imageur ne respecte pas les contraintes temps réel d'asservissement d'un robot médical. L'estimation de la position de l'organe est finalement utilisée comme consigne de la boucle de commande du robot

Dans le contexte de l'insertion percutanée d'aiguilles pour le traitement des maladies rénales, une compensation robotisée de la respiration est aussi effectuée [Riviere01]. Les auteurs utilisent le système PAKY-RCM-Grey Arm² [Stoianovici98] de positionnement et d'insertion d'aiguille (Fig.1.19). Ce système est composé d'un mécanisme d'insertion d'aiguille, cette dernière pouvant être orientée grâce à 2 ddl en rotation dont les axes s'intersectent au point d'incision. Un bras passif à 7 ddl porte le mécanisme, ce qui permet de le fixer à la table d'opération et de le positionner grossièrement. La compensation de la respiration nécessite 5 degrés de liberté : 3 pour compenser le mouvement du point d'incision et 2 pour corriger la direction de l'aiguille définie par le point d'incision et la cible. Pour apporter les 3 degrés de liberté manquants, les auteurs ont installé le système PAKY-RCM-Grey Arm sur une table cartésienne XYZ.

Contrairement au mouvement de la cible, celui du point d'incision peut être mesuré par vision en temps réel. Une phase de calibrage préalable consiste donc à définir une relation entre le mouvement du point d'incision et celui de la cible. Le mouvement de ce dernier peut être obtenu par fluoroscopie lors de la phase de recalage. Ainsi, il est possible à chaque instant de déduire la position de la cible en mesurant seulement la position du point d'incision. Les mouvements dus à la respiration sont prédits à l'aide d'un algorithme basé sur une décomposition en série de Fourier. Cette prédiction est utilisée pour augmenter la bande passante de l'asservissement.

Lorsqu'une opération nécessite une anesthésie générale, le patient est mis sous respirateur artificiel. Dans ce cas, le mouvement des organes dû à la respiration est parfaitement périodique. C'est pourquoi des lois de commande spécifiques ont été proposées pour compenser le mouvement. Dans [Ginhoux05], un robot Aesop est utilisé pour compenser le mouvement du foie, provoqué par la respiration artificielle et mesuré par vision. Les auteurs présentent une version modifiée du GPC (Generalized Predictive Controller) [Clarke87]. Le nouveau correcteur, appelé R-GPC, intègre un modèle de bruit périodique (ce qui permet de rejeter le mouvement induit par la respiration) et fournit un découplage entre les propriétés de rejet de perturbations et de suivi de référence. Le modèle de bruit périodique correspond à ce qui est utilisé dans la commande répétitive [Tomizuka89]. Dans [Ott08], les auteurs proposent également de compenser le mouvement périodique du foie, mesuré grâce à un retour visuel, à l'aide d'un gastroscopie utilisé dans le cadre de la chirurgie transluminale. Les performances d'un correcteur répétitif et du R-GPC sont comparées. Dans [Cagneau07], l'intérêt est porté sur la compensation des efforts périodiques qui s'appliquent sur l'effecteur d'un robot comanipulé, le MC²E (Manipulateur Compact pour la Chirurgie Endoscopique)[Zemiti07]. Ce dernier permet une restitution

²PAKY : Percutaneous Acces to the Kidney, RCM : Remote Center of Motion

fidèle de l'effort d'interaction entre l'instrument et l'organe, à l'aide d'un capteur d'efforts placé à l'extérieur du corps du patient. Un correcteur de type ILC (Iterative Learning Controller) est incorporé dans la boucle de commande.

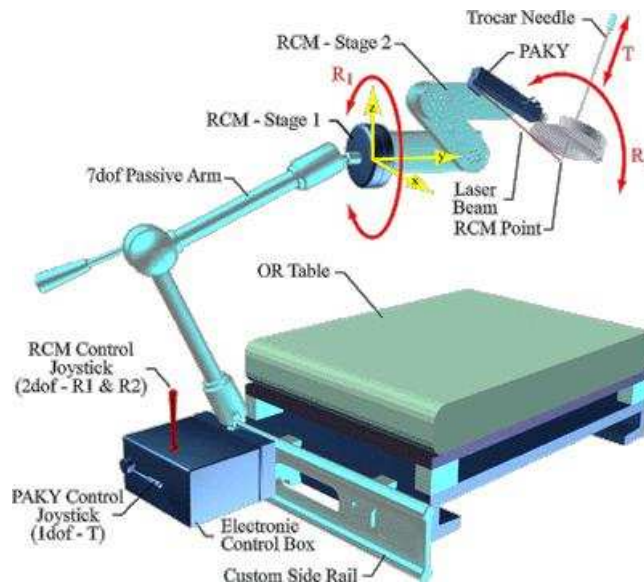


FIG. 1.19 – Le système PAKY-RCM Grey Arm [Stoianovici98]

1.4.3 Compensation du mouvement cardiaque

Le mouvement du cœur est un mouvement complexe car il est engendré non seulement par le battement cardiaque mais aussi la respiration. Le battement cardiaque induit un mouvement quasi-périodique contenant des harmoniques à des fréquences pouvant atteindre 20 Hz.

La prise en compte du mouvement du cœur a tout d'abord été abordée dans le contexte de l'imagerie médicale. En effet, ces mouvements sont source d'artefacts dans les images acquises, rendant le diagnostic assez difficile. La première idée a été d'acquérir des images du cœur dans un état quasi-statique, c'est à dire pendant la phase de diastole [Lanzer84]. Cette méthode, appelée "gating" cardiaque, permet de diminuer l'effet du mouvement dû au battement cardiaque. Elle utilise le signal ECG pour synchroniser l'acquisition avec la survenue de la diastole. La composante du mouvement engendrée par la respiration peut être annulée dans le même temps grâce à une apnée volontaire du patient [Holland98]. La technique s'avère cependant peu efficace. Des techniques de double "gating", qui visent à synchroniser l'acquisition non seulement avec la phase cardiaque mais aussi avec la phase respiratoire, ont donc été proposées. Malheureusement, cela rend le temps nécessaire à l'acquisition trop important [Fredrickson95]. La tendance actuelle est en conséquence la modélisation du déplacement du cœur en fonction de l'ECG et d'autres mesures permettant de se situer sur le cycle respiratoire. Manke *et al.* proposent ainsi un modèle linéaire de la composante respiratoire du cœur en fonction de la position du diaphragme [Manke03]. Ce modèle permet de corriger la position du plan d'acquisition dans le contexte de l'imagerie IRM.

En ce qui concerne le pontage coronarien, le mouvement résiduel du cœur, lors de l'usage d'un stabilisateur mécanique, est une source de perturbations majeure. Rappelons que le diamètre d'une artère coronaire est en moyenne de 4 mm et que le diamètre du fil de suture est de 70 μm , alors que le mouvement résiduel peut atteindre 4,2 mm dans la direction postérieur-antérieur. Ainsi, l'amplitude du mouvement résiduel du cœur semble incompatible avec la taille des organes mis en jeu et la précision requise du pontage. Un autre problème, et non des moindres, provient du contenu spectral du mouvement du cœur, qui est incompatible avec la capacité de suivi de la main humaine. En effet la fréquence moyenne du battement cardiaque est légèrement supérieure à 1 Hz et des harmoniques à plus hautes fréquences sont également contenues dans le signal, alors qu'une étude réalisée dans [Falk02] montre qu'un humain ne peut pas suivre un objet qui se déplace à une fréquence supérieure à 1 Hz. Jacobs *et al.* démontrent enfin que cette limitation n'est pas atténuée dans le cas de l'utilisation d'un système de télémanipulation [Jacobs03].

Afin de résoudre le problème posé par les déplacements résiduels du cœur, plusieurs contributions ont visé à robotiser la compensation du mouvement du cœur et à se soustraire éventuellement à l'utilisation d'un stabilisateur mécanique. Trois voies principales ont été développées.

La première, proposée dans [Patronik05] consiste à ne pas contraindre le débattement du cœur et utiliser un robot mobile endoscopique, le "HeartLander", qui adhère au cœur et qui se déplace sur sa surface. Le robot mobile est composé de deux pattes (16,5 mm de hauteur et 13,2 mm de diamètre) attachées par un ressort. Chacune des pattes peut adhérer à la surface du cœur par aspiration contrôlée par ordinateur. La patte avant est commandée grâce à trois câbles en nitinol qui sont reliés à un système de poulies et moteurs qui reste à l'extérieur du corps. Un endoscope d'un diamètre de 3,8 mm permet de restituer un retour visuel au chirurgien qui commande le déplacement du robot mobile grâce à un joystick. Ce robot peut délivrer des agents actifs à n'importe quel endroit du cœur. Il n'est pas prévu en l'état actuel pour faire un pontage coronarien, mais pourrait avec le développement de systèmes micro-robotiques permettre des gestes de suture.

La deuxième voie a été proposée dans [Trejos99, Salcudean02]. L'idée est d'attacher les mains du chirurgien à une plateforme robotique, fixée sur la table d'opération. Cette plateforme est équipée d'un système de vision. Le système robotique est piloté, grâce à l'information visuelle, afin de suivre en temps réel le mouvement du cœur. Une fois la compensation mise en place, les instruments tenus par le praticien gardent alors une position fixe par rapport à la surface du cœur. De plus, l'image issue du système de vision est fournie au chirurgien lui donnant ainsi l'impression de travailler sur un cœur qui ne bouge pas. Cette solution, bien qu'astucieuse, ne peut pas être étendue facilement à un schéma de chirurgie totalement endoscopique.

La troisième voie, la plus largement acceptée aujourd'hui, est celle introduite par Nakamura *et al.* Cette solution consiste à mettre en place un système de télémanipulation où l'esclave, en plus de reproduire les mouvements du maître, doit compenser le mouvement du cœur. En effet, dans [Nakamura01b] un système esclave compact comprenant quatre degrés de liberté est positionné sur l'écarteur sternal. Une caméra rapide déportée est utilisée pour mesurer la position d'un point de référence sur le cœur. La position de ce point est ensuite utilisée pour calculer la référence de la commande de l'effecteur du robot esclave, afin que celui-ci garde une attitude constante par rapport au cœur. La même information visuelle est utilisée pour traiter l'image d'une caméra couleur classique afin d'obtenir une image virtuellement stable du cœur. Cette image "stabilisée" est fournie au chirurgien qui manipule le système maître, un Phantom de la société SensAble Technologies. Les mouvements du chirurgien sont superposés aux consignes servant à la synchronisation. Le schéma de cette solution de télémanipulation, qui a été adoptée

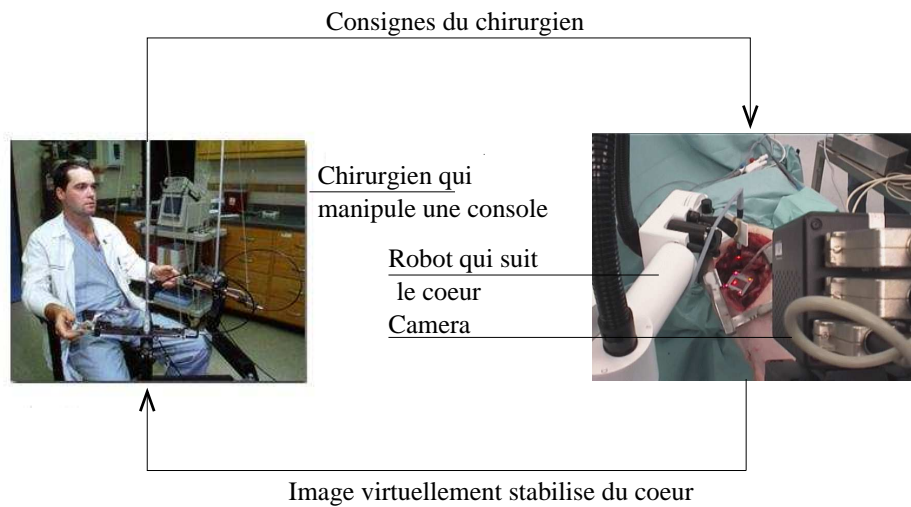


FIG. 1.20 – Schéma d'une téléopération pour réaliser un pontage à coeur battant

par la suite dans [Ortmaier02, Ginhoux05, Bebek07] est illustré par la figure 1.20.

Transposer dans un contexte de pontage coronarien totalement endoscopique un schéma de télémanipulation comme celui proposé dans [Nakamura01b], implique la maîtrise de deux problématiques. La première concerne la conception du système esclave et la deuxième l'élaboration de lois de commandes efficaces pour un suivi précis du déplacement du coeur.

Les contributions en commande sont dûes essentiellement aux travaux de Ginhoux *et al.* et Bebek *et al.*. Les deux travaux exploitent le potentiel de la commande prédictive afin d'élargir la bande passante du suivi du déplacement cardiaque. Dans [Ginhoux05], les auteurs utilisent un contrôleur "GPC" pour réaliser l'asservissement visuel de trois articulations d'un robot, de type SCARA, muni d'un poignet, afin de suivre le mouvement de la surface du coeur. La mesure visuelle est calculée à partir de l'image d'une caméra Dalsa CAD6 cadencée à 500 Hz. Quatre DELs attachées à la surface du coeur et un spot laser dont la source est solidaire de l'effecteur du robot, sont suivies dans l'image. À chaque instant d'échantillonnage, une mesure de la distance relative entre l'organe terminal du robot et la surface du coeur peut donc être calculée, tout comme une mesure du mouvement cardiaque. Cette dernière est utilisée pour alimenter un prédicteur de mouvement cardiaque fournissant les références futures nécessaires au calcul de la commande. En ce qui concerne la prédiction, les auteurs modélisent le mouvement cardiaque comme étant une somme de deux signaux périodiques. Les coefficients de Fourier des harmoniques dues au battement cardiaque sont estimés, dans un premier temps. Ce qui permet d'obtenir la composante respiratoire par simple soustraction. La prédiction est faite en exploitant à la périodicité des deux composantes.

Dans [Bebek07], un MPC (Model Predictive Controller), est utilisé pour piloter un Phantom de la société SensAble Technologies. La consigne est un signal correspondant à un mouvement cardiaque mesuré *in vivo* par sono-micrométrie à 257 Hz. Dans le schéma de commande proposé, la composante respiratoire est compensée grâce à un correcteur à rétroaction classique. Ainsi, le correcteur prédictif est utilisé pour suivre seulement la composante cardiaque. La périodicité de cette dernière est la base de l'algorithme de prédiction présenté. En effet, le mouvement prédit pour un instant futur est considéré égal au mouvement correspondant à cet instant dans le cy-

cle cardiaque précédent. Toutefois, un terme de correction polynômial est utilisé pour atténuer l'effet d'une légère variation entre deux périodes cardiaques consécutives. Cette variation est expliquée par la modulation de la composante cardiaque par la respiration [Cuvillon05]. En outre, la durée du cycle cardiaque est mise à jour grâce à l'utilisation du signal ECG.

Puisque l'amélioration de la prédiction ne peut qu'augmenter l'efficacité d'une stratégie de commande prédictive, plusieurs algorithmes de prédiction ont été proposés. La première contribution, à notre connaissance, est celle de Thakral *et al.* dont l'algorithme de prédiction présenté dans [Ginhoux05] est inspiré. En effet, la méthode présentée dans [Thakral01] repose sur la périodicité des composantes dûes à la respiration et au battement cardiaque qui sont modélisées par des séries de Fourier tronquées. Dans un premier temps les coefficients de Fourier de la composante respiratoire sont estimés. L'erreur résultante est utilisée comme entrée d'un algorithme qui estime à la fois la fréquence et la décomposition de Fourier du battement cardiaque. Une fois les coefficients de Fourier estimés, la prédiction se fait en calculant la phase des deux composantes à l'instant futur auquel on souhaite prédire le mouvement. Dans [Ortmaier05], une méthode de prédiction ne nécessitant pas la modélisation du mouvement cardiaque est présentée. Les auteurs présentent un algorithme qui se base sur une recherche de similarités dans une séquence de mouvement enregistrée. Cet algorithme prend en compte également des signaux biologiques. Cuvillon *et al.* mettent en avant la modulation de la composante du battement cardiaque par la respiration et proposent un modèle LPV (Linear Parameter Varying) du mouvement cardiaque ainsi qu'un algorithme de prédiction. Plus récemment, Franke *et al.* proposent un modèle autogressif de la composante dû au battement cardiaque [Franke07, Franke08].

Nous noterons que la même problématique de compensation du mouvement cardiaque est présente dans les travaux sur la robotisation de la réparation de la valve mitrale [Sauvée06, Yuen08].

Une autre problématique de commande est celle d'intégrer dans la référence du système esclave non seulement le mouvement nécessaire à la compensation du mouvement cardiaque mais également les consignes du système maître. Comme le geste d'anastomose se fait au contact, une estimation de la raideur de l'environnement en mouvement est nécessaire pour la synthèse des lois de commande. Ces deux voies ont été explorées dans [Zarrad07].

Les chercheurs qui se sont intéressés à l'élaboration de lois de commande efficaces pour la compensation du mouvement cardiaque n'utilisent pas de systèmes robotiques dédiés à la chirurgie cardiaque³. En effet pour qu'un robot esclave soit éligible à une utilisation dans le schéma de télémanipulation tel que présenté par Nakamura *et al.*, il faut qu'il possède une bonne dynamique permettant de suivre le mouvement du cœur et une cinématique dédiée au geste de la suture. Pour la cinématique deux solutions se présentent : soit se contenter des quatre degrés de liberté endoscopiques ou avoir recours à des mobilités intracavitaires. Même si le geste de suture peut être réalisé d'une façon automatique [Nageotte05] en n'utilisant que les ddl endoscopiques, les chirurgiens apprécient particulièrement les mobilités intracavitaires lors de l'utilisation d'un système de télémanipulation. Ces ddl leur procurent une meilleure dextérité et un éventail plus large de gestes possibles. Le système esclave devrait donc préférentiellement posséder des mobilités à l'intérieur de la cavité thoracique. La motorisation des ddl intracavitaires peut être obtenue grâce à un actionnement déporté à l'extérieur du corps du patient. Dans ce cas, la transmission peut être effectuée par des systèmes à câble comme c'est le cas pour le robot DaVinci ou encore les mécanismes présentés dans [Nakamura01a, Dario00], à biel-

³Mis à part les travaux d'Ortmaier présentés dans [Ortmaier02]. Cependant aucune tentative d'anastomose tout en compensant le mouvement cardiaque n'a été rapportée.

lettes [Yamashita03] où à engrenages [Minor99]. Mais ces technologies sont contraignantes et ne permettent pas de mettre en œuvre les cinématiques optimales pour la réalisation du geste d'anastomose, comme le fait remarquer Sallé [Sallé04]. Ce dernier propose un robot à hautes mobilités dédié au pontage coronarien. Dans ce système, les actionneurs – des moteurs de 3 mm de diamètre – sont placés au plus près des articulations à l'intérieur de la cage thoracique. Ceci a pour avantage d'augmenter le nombre d'architectures possibles ainsi que la dextérité. Néanmoins, le couple fourni par ces moteurs reste faible car il n'atteint que 5,6 mNm après une réduction judicieusement choisie. Ceci semble incompatible avec les accélérations nécessaires pour suivre le mouvement cardiaque résiduel. À notre connaissance, aucun système robotique avec mobilités intracavitaires, conçu d'une façon optimale pour réaliser l'acte du pontage et présentant des hautes dynamiques n'est disponible. Cette problématique de conception reste ouverte.

1.5 Contributions de la thèse

Comme précisé précédemment, un robot esclave se synchronisant avec la surface libre d'un cœur battant devra développer des accélérations de l'ordre de 10 ms^{-2} . L'énergie de la structure représente donc intrinsèquement un risque pour le patient, d'autant plus marqué ensuite lors du travail au contact avec le cœur. Les conséquences d'une erreur de synchronisation du robot esclave restent délicates même dans le cas où le cœur serait déjà contraint par un dispositif mécanique.

C'est pourquoi, dans le cadre de ce travail nous proposons une alternative au schéma traditionnel de télémanipulation présenté par Nakamura *et al.*. Nous suggérons de découpler complètement le geste de compensation du mouvement cardiaque du geste chirurgical de la suture. Le schéma que nous proposons est représenté en figure 1.21. Nous remplaçons les stabilisateurs passifs actuellement utilisés par un stabilisateur actif, qui va compenser en temps réel le mouvement résiduel grâce à une mesure extéroceptive. Ce stabilisateur actif est monté sur un porteur rigide qui facilite son positionnement dans la cage thoracique. Ainsi le site d'anastomose est parfaitement stable par rapport à la table d'opération. La suture peut alors être réalisée par un robot dédié, commandé de façon automatique ou télémanipulé, avec des dynamiques qui sont celles du geste du chirurgien.

Le schéma de stabilisation active proposé nécessite, pour être validé, de s'intéresser à la fois au choix d'une structure mécatronique apte à compenser les mouvements résiduels du cœur, et au choix d'une commande permettant une annulation en temps réel de ces mouvements. Ces deux aspects sont l'objet des chapitres 3 et 4. Nous introduisons alors la conception de stabilisateurs cardiaques actifs, basés sur des mécanismes compliants, et utilisant un actionnement piezo-électrique. Des lois de commande basées sur la méthodologie H_∞ , incluant différents niveaux de connaissances *a priori* sur le mouvement cardiaque, sont ensuite synthétisées, comparées et discutées.

Pour développer le concept de stabilisateur cardiaque actif, il s'agit dans un premier temps de caractériser l'interaction entre le cœur et un stabilisateur, en terme d'efforts développés, de dynamique, et de comportement au contact. C'est l'objet du chapitre suivant, où l'on s'attache par ailleurs au problème de la prédiction du comportement cardiaque dont nous avons souligné l'apport pour la commande dans le contexte de la chirurgie cardiaque robotisée.

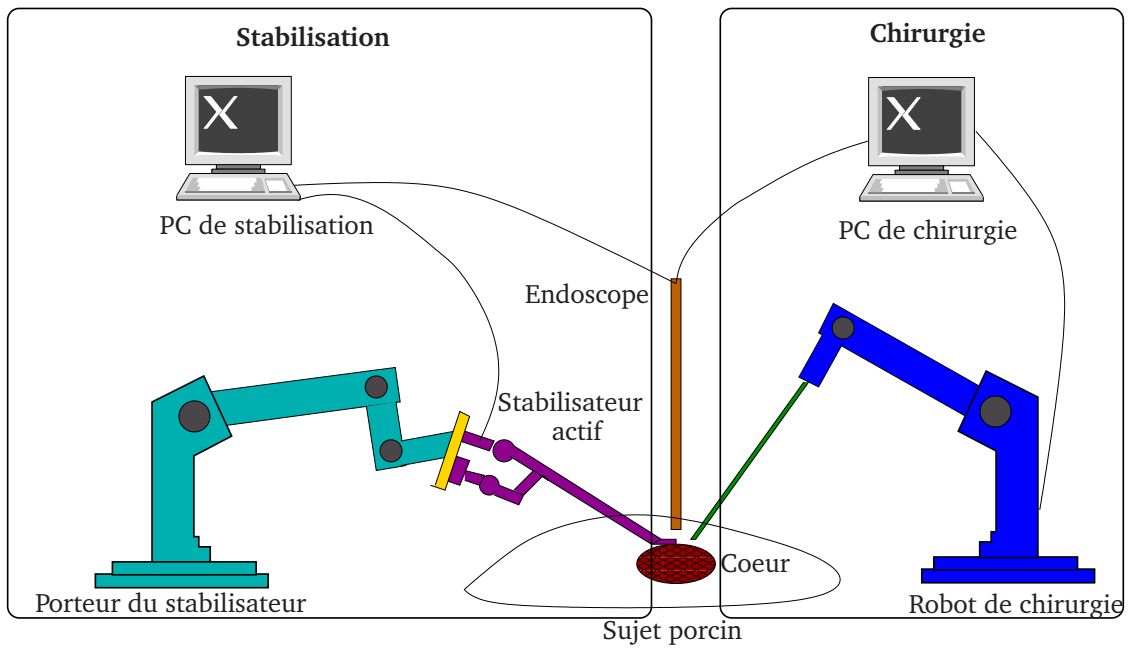


FIG. 1.21 – Le schéma de stabilisation active

CHAPITRE 2

Analyse et prédiction du comportement cardiaque

Sommaire

2.1	Analyse des efforts cardiaques	38
2.2	Comportement viscoélastique	43
2.3	Prédiction du mouvement cardiaque	48
2.4	Conclusion	65

Le développement d'un stabilisateur cardiaque actif suppose la proposition à la fois d'une structure mécanique et d'une commande, adaptées au contexte particulier de l'interaction avec la surface d'un cœur battant. Pour arriver à proposer des solutions pertinentes et efficaces, nous allons dans ce chapitre caractériser l'interaction entre un stabilisateur et le tissu cardiaque. Une première analyse sera effectuée en terme d'amplitude et de dynamique des composantes du torseur d'action mécanique décrivant l'action du cœur sur les doigts d'un stabilisateur. Ces informations nous seront utiles pour le dimensionnement de l'architecture mécanique d'un stabilisateur actif. Une deuxième caractérisation visera à identifier un modèle viscoélastique du muscle cardiaque. Ce modèle permettra d'évaluer *a priori* l'influence du cœur sur la commande du stabilisateur. Ces informations recueillies, nous nous intéresserons aux méthodes disponibles pour prédire le comportement local du cœur à partir de données passées. L'idée est bien entendu par la suite d'inclure une prédiction dans la commande du dispositif, l'utilisation d'une telle commande ayant montré son intérêt dans d'autres travaux. Nous proposerons alors un algorithme de prédiction original, qui sera comparé aux approches existantes dans la littérature à travers des jeux de données recueillis *in vivo*.

2.1 Analyse des efforts cardiaques

2.1.1 Dispositif expérimental

L'acquisition des données expérimentales est réalisée sur un sujet porcin de 40 kg sous assistance respiratoire et anesthésie générale. Une sternotomie médiane est effectuée afin d'accéder au cœur du cochon. Les volume et fréquence respiratoires sont respectivement de 300 ml et 16 respirations/minute. Le rythme cardiaque relevé est de 1,8 battements/seconde.

Un robot porte un stabilisateur cardiaque passif conçu pour l'expérimentation (Fig.2.1). Ce stabilisateur est composé d'une tige en acier inoxydable de 10 mm de diamètre. Afin de faciliter l'accès à la cage thoracique, le stabilisateur est équipé d'un organe terminal (Fig.2.2), qui abrite un capteur d'efforts Nano-17 de la société ATI. Ce dernier fournit une mesure de l'effort et du moment exercés, avec des résolutions respectives de 0,0125 N et 0,0625 Nmm. L'organe terminal est également muni de deux doigts d'aspiration. Une caméra rapide, munie d'un capteur CCD de 256×256 pixels et cadencée à 333 images/seconde est utilisée pour acquérir l'image d'un marqueur visuel collé sur l'organe terminal du stabilisateur passif. La caméra est positionnée de telle sorte que l'axe optique soit perpendiculaire au plan du mouvement du marqueur visuel. Ainsi les déplacements du stabilisateur dans le plan parallèle au plan image sont obtenus directement à un facteur d'échelle près sans recours à une reconstruction 3D. Le mouvement selon l'axe optique correspond à la sollicitation en traction/compression de la tige du stabilisateur et peut en conséquence être négligé. Un objectif Navitar Precise Eye est monté sur la caméra, ce qui permet d'obtenir finalement une résolution de mesure de 7,4 microns par pixel.

Le signal ECG est acquis à l'aide d'un électrocardiographe Schiller Cardiovit AT-6 et de quatre câbles ECG. Le débit respiratoire est mesuré par le biais de deux débitmètres unidirectionnels Honeywell Awm700 (Fig.2.3). Un premier débitmètre est utilisé pour acquérir le débit au cours de l'inspiration forcée et le deuxième pour l'expiration.

Toutes les acquisitions sont synchronisées sur la mesure visuelle et supervisées par un ordinateur sous un système d'exploitation temps réel Xenomai (<http://www.xenomai.org>).

2.1.2 Rappel des propriétés du mouvement cardiaque

Le mouvement du cœur a été largement étudié dans la littérature [Ortmaier05, Shechter06, Cuvillon06]. Il n'est pas l'objet central de la caractérisation, mais nous en rappelons ici les principales propriétés à travers l'analyse des mesures de déplacement obtenues avec la caméra rapide lors de nos expériences. La figure 2.4 illustre le déplacement du cœur durant deux périodes respiratoires. Les valeurs les plus faibles correspondent à la position haute du cœur. Le mouvement est composé essentiellement de deux composantes périodiques comme le montre une analyse spectrale (Fig.2.5) : une composante respiratoire de fréquence $f_r = 0,26$ Hz et une composante cardiaque (due au battement du cœur) de fréquence $f_c = 1,8$ Hz. L'amplitude du mouvement résiduel est de 0,61 mm selon l'axe z et 0,3 mm selon l'axe x . En l'absence de ventilation artificielle, l'excursion est réduite à 0,3 mm et 0,19 mm suivant respectivement les axes z et x (Fig.2.6).

Les figures 2.7 et 2.8 représentent des estimations de la norme euclidienne de la vitesse et de l'accélération du cœur durant une période cardiaque. L'accélération atteint une valeur maximale de 260 mm s^{-2} . Nous remarquons que l'accélération atteint ses valeurs les plus grandes au début

du cycle cardiaque, pendant la systole. L'accélération du cœur décroît avant de croître de nouveau pendant le remplissage des ventricules.

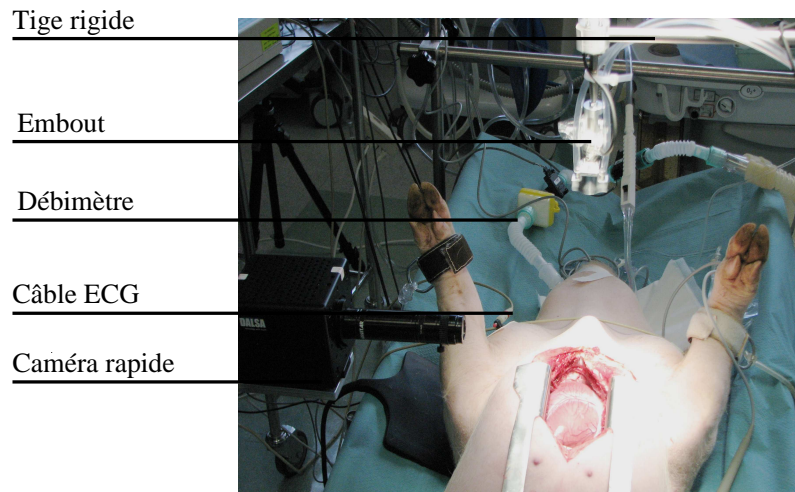


FIG. 2.1 – Le dispositif expérimental

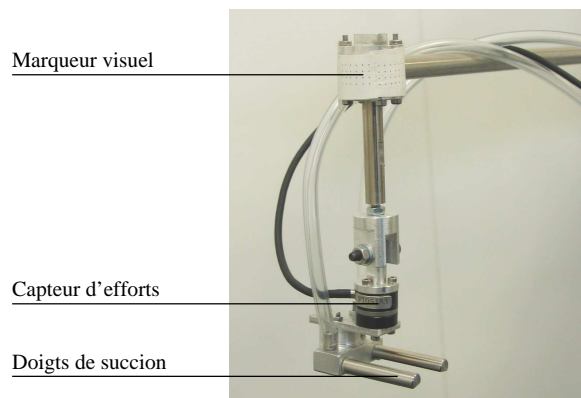


FIG. 2.2 – L'organe terminal du stabilisateur passif

2.1.3 Propriétés des efforts cardiaques

2.1.3.1 Analyse des données expérimentales

La figure 2.17 représente une acquisition de la force et du moment exercés par le cœur durant un cycle respiratoire. Les valeurs crête à crête extraites de cette courbe sont reportées dans le tableau 2.1. La composante de force selon l'axe z , c'est à dire dans la direction postérieur-antérieur, présente l'amplitude la plus significative. Les autres composantes sont cependant non



FIG. 2.3 – Les deux débitmètres unidirectionnels (à gauche) et les quatre capteurs ECG

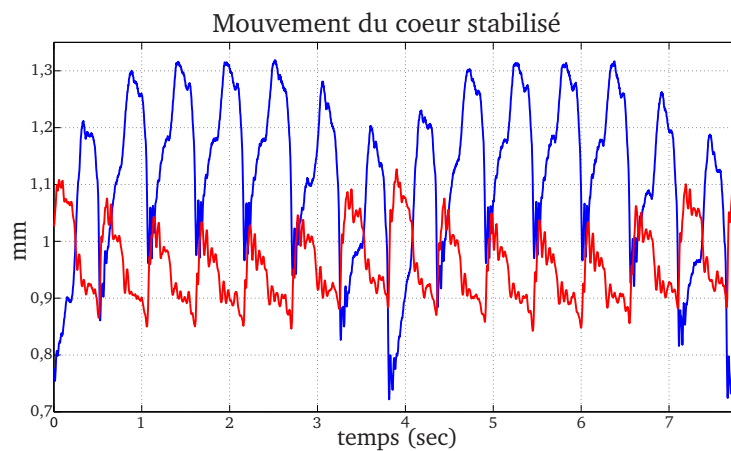


FIG. 2.4 – Le déplacement cardiaque résiduel pendant deux périodes respiratoires (l'axe z en bleu et l'axe y en rouge)

négligeables. En effet, un ratio de 3 seulement existe entre les composantes selon x et z . D'un autre côté, la valeur du moment est de l'ordre de 15 Nmm et peut être négligée.

Il est aussi intéressant de remarquer que les valeurs maximales des trois composantes de l'effort n'ont pas lieu exactement au même instant, même si elles interviennent toutes pendant la systole, 10 ms après la détection d'un complexe QRS (Fig.2.9). Bien que les efforts suivant l'axe x et y soient plus faibles en amplitude que la composante suivant z , leurs pentes pendant la systole sont plus grandes.

Une seconde acquisition a été effectuée en interrompant temporairement la ventilation. Les amplitudes crête à crête des différentes composantes de la force et du moment sont reportées dans le tableau 2.1. Nous remarquons que la composante cardiaque est responsable de la moitié de l'effort selon l'axe z et de sa quasi-totalité dans les autres directions.

Enfin, nous pouvons constater que la force suivant l'axe z présente des valeurs positives. Celles-ci correspondent à la situation où le cœur essaye de revenir à une position basse alors que l'aspiration est active. Dans le cas présent, ces valeurs sont faibles, mais peuvent éventuellement

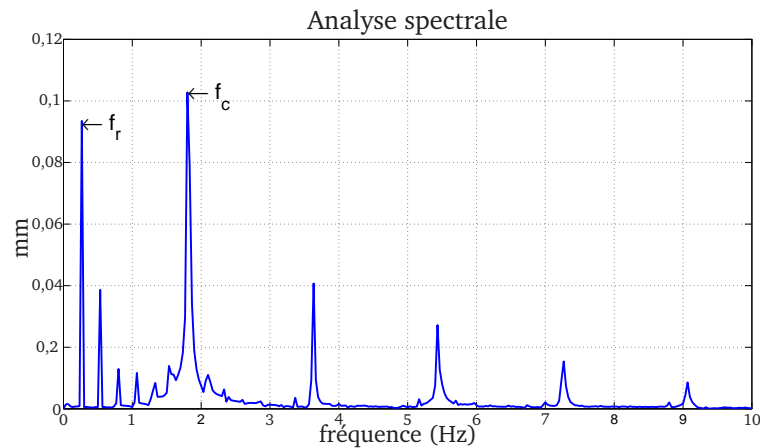


FIG. 2.5 – Analyse spectrale du mouvement cardiaque

provoquer des hématomes sur le muscle cardiaque.

	F_x (N)	F_y (N)	F_z (N)	T_x (Nmm)	T_y (Nmm)	T_z (Nmm)
Avec ventilation	1,2	1	3,8	13	20	13
Sans ventilation	0,8	1	2	12	12	10

TAB. 2.1 – Valeurs crête à crête de la force et du moment

2.1.3.2 Extrapolation à des efforts humains

L'objectif étant bien sûr finalement de proposer un stabilisateur adapté à l'humain, il s'agit d'essayer d'extrapoler les valeurs d'efforts obtenues expérimentalement pour avoir une estimation des efforts qu'exercerait un cœur humain sur un stabilisateur.

Nous nous appuyons sur les seuls travaux proches de notre contexte, présentés par Gilhuly *et al.* dans [Gilhuly98]. Les auteurs y proposent une méthode visant à obtenir une estimation des efforts d'un cœur humain à partir de données acquises sur un sujet porcin. Le principe proposé, se base sur la formulation suivante de la force cardiaque :

$$\begin{aligned}
 \text{Force} &= \text{masse} \times \text{accélération} \\
 &= \text{volume} \times \frac{\text{masse}}{\text{volume}} \times \frac{\text{vitesse}}{\text{temps}} \\
 &= \frac{\text{volume}}{\text{temps}} \times \frac{\text{masse}}{\text{volume}} \times \text{vitesse} \\
 &= \text{débit} \times \text{densité} \times \text{vitesse} \\
 &= \text{débit} \times \text{densité} \times \text{fréquence} \times \text{distance}
 \end{aligned} \tag{2.1}$$

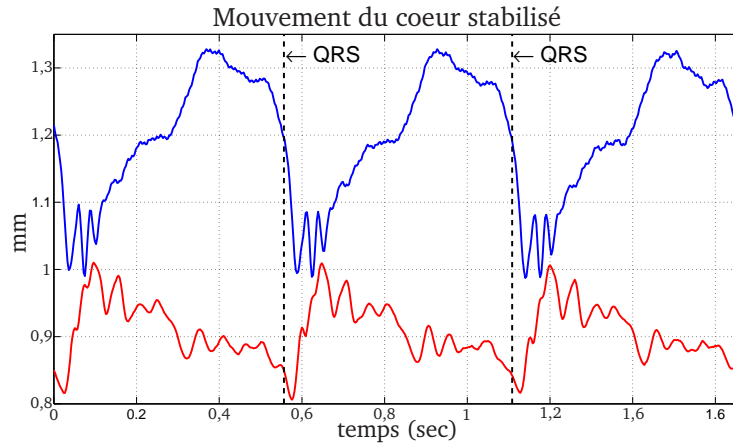


FIG. 2.6 – Le déplacement cardiaque résiduel en l’absence de ventilation (l’axe z en bleu et l’axe y en rouge)

Afin de pouvoir effectuer l’extrapolation, les auteurs utilisent une relation physiologique liant le débit à la masse corporelle [Dawson91] :

$$\text{débit} = 224 \times \text{masse}^{\frac{3}{4}} \quad (2.2)$$

Une formule permettant une mise à l’échelle entre la longueur des vaisseaux sanguins humains et porcins est aussi utilisée :

$$l_h = \left(\frac{M_h}{M_c}\right)^{\frac{1}{3}} l_c \quad (2.3)$$

avec l_h et l_c la longueur des vaisseaux d’un humain et d’un cochon. M_h et M_c sont les masses corporelles respectives des deux sujets.

Les auteurs supposent ensuite que les densités humaine et porcine sont égales et obtiennent ainsi un rapport entre l’effort F_h exercé par un coeur humain, pour un sujet de masse M_h , et l’effort F_c exercé par un coeur porcine, pour un sujet de masse M_c :

$$\begin{aligned} \frac{F_h}{F_c} &= \frac{Q_h l_h f_h}{Q_c l_p f_c} \\ &= \left(\frac{M_h}{M_c}\right)^{\frac{3}{4}} \left(\frac{M_h}{M_c}\right)^{\frac{1}{3}} \frac{f_h}{f_c} \\ &= \left(\frac{M_h}{M_c}\right)^{\frac{13}{12}} \frac{f_h}{f_c} \end{aligned} \quad (2.4)$$

où (f_h, Q_h) et (f_c, Q_c) sont les fréquences et débits cardiaques des sujets humain et porcine.

Ainsi, en se basant sur les efforts mesurés lors de l’expérience menée sur un cochon qui pèse 40 Kg et dont le coeur bat à une fréquence de 1,8 Hz, nous pouvons obtenir une estimation de la force qu’exercerait le coeur d’un humain pesant 100 Kg et ayant un rythme cardiaque de 80

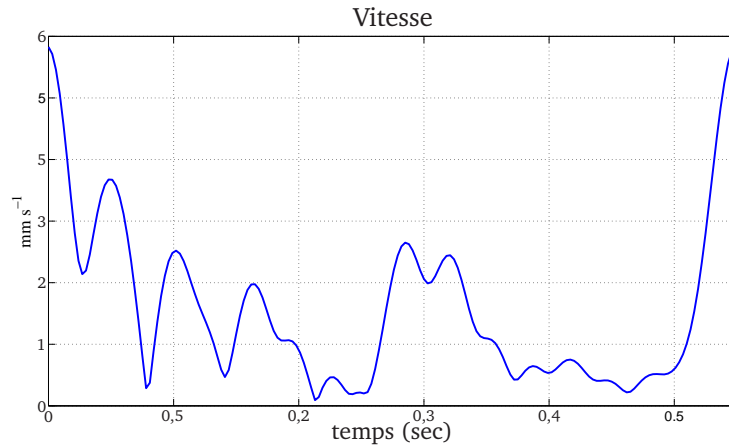


FIG. 2.7 – La vitesse du coeur durant une phase cardiaque

pulsations par minute.

En utilisant les amplitudes crête à crête des composantes cardiaques mesurées sur le sujet porcin, nous obtenons les trois composantes de l'effort exercé par le cœur humain :

$$\begin{cases} F_{hx}^c = 1,73N \\ F_{hy}^c = 1,39N \\ F_{hz}^c = 3,47N \end{cases} \quad (2.5)$$

La méthode proposée dans [Gilhuly98] nous permet d'extrapoler les amplitudes de la composante cardiaque de l'effort. Pour la composante respiratoire, nous allons supposer que l'amplitude de la force est proportionnelle au volume d'air présent dans les poumons. Le volume respiratoire imposé au sujet porcin pendant l'expérience était de 300 ml alors que pendant la mise sous respiration artificielle d'un être humain un volume de 500 ml est généralement imposé. Ainsi les amplitudes dans les différentes directions de la composante respiratoire sont égales à :

$$\begin{cases} F_{hx}^r = 0,66N \\ F_{hy}^r = 0N \\ F_{hz}^r = 3,33N \end{cases} \quad (2.6)$$

Ce qui nous donne un total de :

$$\begin{cases} F_{hx} = 2,39N \\ F_{hy} = 1,39N \\ F_{hz} = 6,8N \end{cases} \quad (2.7)$$

2.2 Comportement viscoélastique

L'objectif ici est de déterminer un modèle viscoélastique macroscopique du muscle cardiaque. Ce modèle nous permettra d'analyser l'effet de l'interaction stabilisateur/myocarde sur les performances des lois de commande du stabilisateur actif que nous allons concevoir. Dans ce travail,

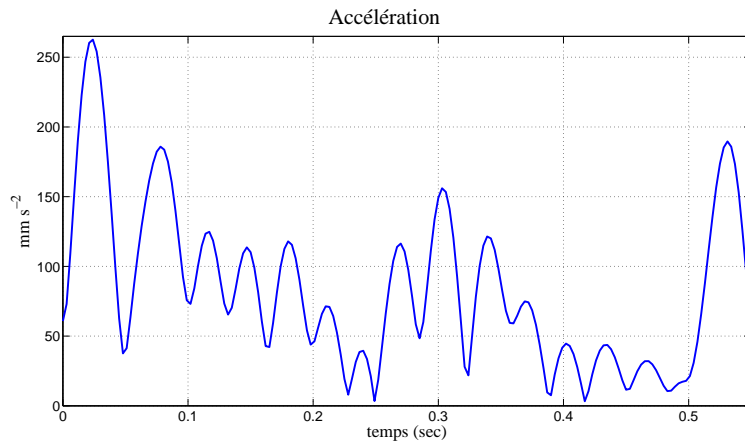


FIG. 2.8 – L'accélération du coeur durant une phase cardiaque

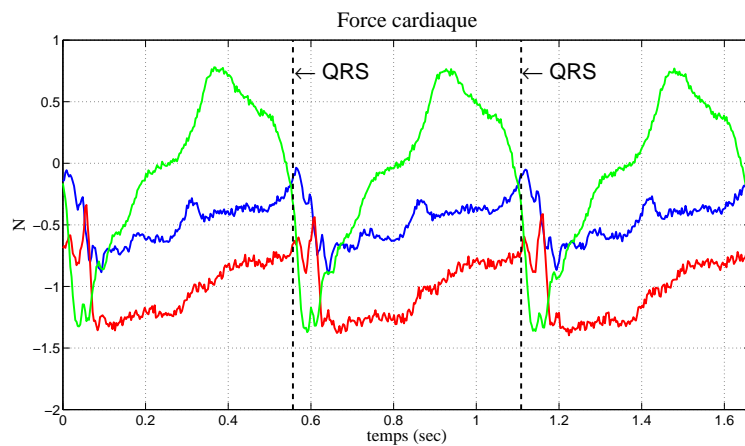


FIG. 2.9 – Les trois composantes d'effort pendant trois cycles cardiaques

le modèle sera établi pour une seule direction de l'espace, la direction principale de mouvement. Il serait bien sûr intéressant, dans une deuxième étape, d'étendre les résultats obtenus aux autres directions.

2.2.1 Dispositif expérimental

Afin de déterminer le comportement viscoélastique du coeur, une expérience sur un sujet porcin a été réalisée, avec anesthésie générale et assistance respiratoire. Une thoracotomie a été réalisée pour accéder au muscle cardiaque.

La mesure des déplacements est effectuée à l'aide d'un système de localisation optique Polaris de la société NDI. Ce système est composé d'un système stéréoscopique infrarouge et de 3 marqueurs passifs formant une cible. La précision géométrique moyenne du système Polaris donnée

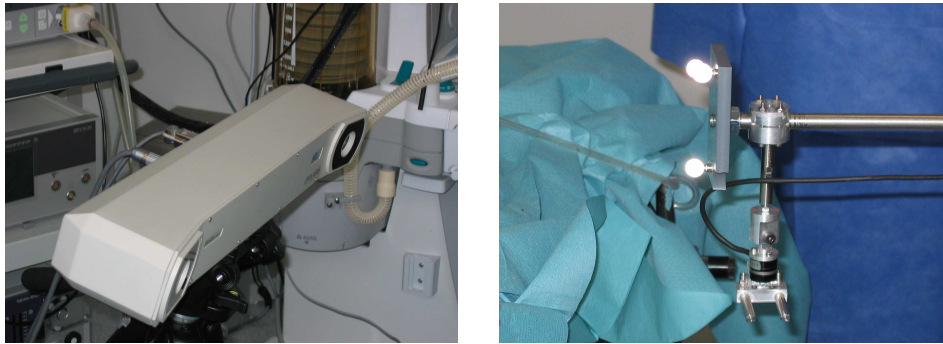


FIG. 2.10 – À gauche le système stéréoscopique infrarouge Polaris. À droite le stabilisateur passif équipé de la cible pour la mesure du déplacement et du capteur d'efforts

par le constructeur est de 0.35 mm en position. La cible est montée à l'extrémité du stabilisateur présenté précédemment, déjà équipé d'un capteur d'efforts (Fig.2.10). Le stabilisateur est fixé sur un support équipé d'une rotule munie de dispositifs hydrauliques, permettant à un opérateur d'effectuer des mouvements assez réguliers (Fig.2.11).



FIG. 2.11 – Le stabilisateur passif monté sur un dispositif de réglage.

2.2.2 Analyse des données expérimentales

Nous considérons ici pour modéliser le comportement local du cœur, un système simple masse-ressort-amortisseur. Il est clair qu'un tel modèle est une approximation forte du comportement de la zone stabilisée du cœur. En effet le modèle proposé englobe à la fois le comportement du muscle cardiaque, du sang contenu dans la zone creuse du cœur dont la pression évolue au cours du temps, ainsi que l'interaction du myocarde avec les organes l'avoisinant dans la cavité thoracique.

En se basant sur les notations de la figure 2.12, l'effort mesuré peut être décrit comme suit :

$$F = K_c(x(t) - d_c(t)) + f_c(\dot{x}(t) - \dot{d}_c(t)) + m_c\ddot{x}(t) + cte \quad (2.8)$$

où K_c , f_c et m_c sont respectivement la raideur, l'amortissement et la masse équivalente de la zone stabilisée du muscle cardiaque. x , \dot{x} et \ddot{x} désignent la position, la vitesse et l'accélération de la surface du myocarde. d_c et \dot{d}_c représentent un déplacement et une vitesse, non mesurables, provoqués par les mouvements physiologiques (respiration+battement cardiaque). cte est un coefficient lié aux conditions initiales de l'expérimentation.

Le dispositif expérimental ne permet pas d'estimer la masse m_c . En effet, la période d'échantillonnage du Polaris ne permet de réaliser que des excitations à contenu spectral limité. Nous ne recherchons dans la suite par conséquent que la raideur et l'amortissement.

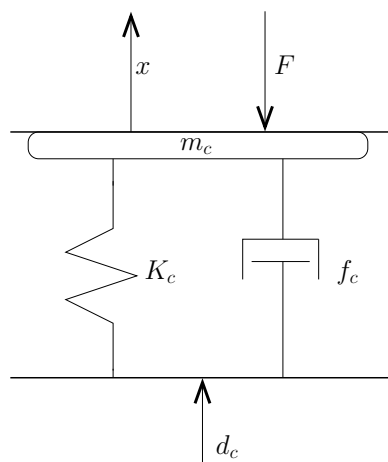


FIG. 2.12 – Modélisation du muscle cardiaque par un système masse-ressort-amortisseur

Des données sont acquises tout d'abord sur un coeur battant, en interrompant momentanément la respiration. Lors de l'acquisition de ces données, nous veillons à mesurer dans un premier temps les déplacements du stabilisateur ainsi que les efforts qu'il subit, résultants du battement cardiaque seul, à savoir l'effet de d_c . Dans un deuxième temps, un opérateur effectue des translations de la surface du myocarde *via* les mobilités du support. On mesure alors, dans ce cas, les efforts et déplacements dus non seulement à la charge appliquée par l'opérateur x mais également aux battements du coeur d_c . Les courbes 2.13 et 2.14 illustrent un des essais réalisés. Comme les déplacements d_c dus au battement propre du coeur ne sont pas mesurables, nous devons retrancher leur effet des mesures afin de pouvoir estimer les paramètres viscoélastiques. Pour cela, nous nous appuyons sur la périodicité des efforts et déplacements du coeur. Ainsi, nous relevons d'abord les valeurs de déplacement et effort à des instants égaux sur le cycle cardiaque. Nous retranchons ensuite à ces valeurs celles mesurées au même instant lors du premier cycle cardiaque, avant toute action de l'opérateur. Nous obtenons ainsi la relation entre l'action externe de l'opérateur et le déplacement du myocarde. Les figures 2.13 et 2.14 illustrent le déplacement du myocarde et l'effort exercé sur le stabilisateur après élimination de l'effet des battements cardiaques. La figure 2.15 montre les mesures effort/déplacement obtenues à partir des courbes précédentes.

Lors des expériences sur coeur battant, nous n'avons pu appliquer que des déplacements à vitesse quasi constante, ce qui ne permet pas une estimation correcte du coefficient d'amortissement. Nous nous sommes donc contentés d'estimer la raideur du myocarde. Cette valeur est obtenue par identification durant la diastole, la dynamique du mouvement cardiaque pendant la systole ne pouvant pas être capturée correctement avec le système Polaris. Les valeurs de raideur pendant la diastole identifiées à partir de trois jeux de données successifs sont égales à $0,35 \text{ Nmm}^{-1}$, $0,39 \text{ Nmm}^{-1}$ et $0,37 \text{ Nmm}^{-1}$.

Dans un deuxième temps, des données sont acquises sur un coeur arrêté immédiatement après le décès du sujet porcin. Lors de cette série d'expériences, nous imposons des trajectoires présentant des vitesses variables à la surface du myocarde. Une estimation de la vitesse est obtenue en dérivant la mesure filtrée du déplacement. Nous pouvons alors identifier par méthode des moindres carrés la raideur et l'amortissement du muscle cardiaque. Les valeurs de raideur estimées lors de trois expériences sont égales à $0,36 \text{ Nmm}^{-1}$, $0,34 \text{ Nmm}^{-1}$ et $0,34 \text{ Nmm}^{-1}$. Celles de l'amortissement sont égales à $0,09 \text{ Nmm}^{-1}\text{s}$, $0,07 \text{ Nmm}^{-1}\text{s}$ et $0,08 \text{ Nmm}^{-1}\text{s}$. Notons que la raideur du coeur à l'arrêt correspond parfaitement à celle estimée lors de la phase de diastole. Nous supposons en conséquence que l'amortissement du coeur battant lors de la diastole peut être considéré égal à celui estimé sur le coeur à l'arrêt. La figure 2.16 montre une superposition de la force mesurée avec la force estimée grâce au modèle identifié : l'effort exercé par le coeur est reconstitué de manière satisfaisante.

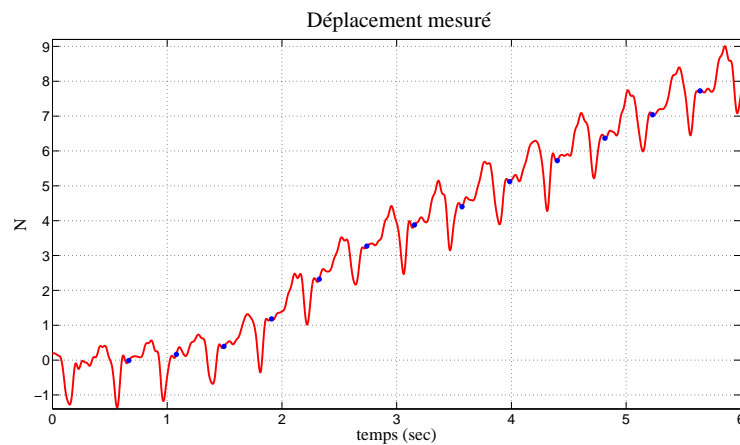


FIG. 2.13 – Le mouvement du myocarde, mesuré en imposant un déplacement à l'effecteur du stabilisateur. Cas d'un coeur battant sous apnée

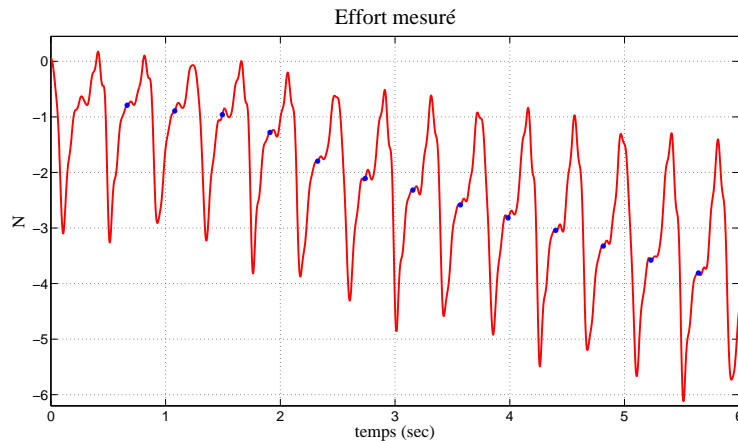


FIG. 2.14 – L'effort exercé par le myocarde, mesuré en imposant un déplacement à l'effecteur du stabilisateur. Cas d'un cœur battant sous apnée

2.3 Prédiction du mouvement cardiaque

La commande prédictive s'est imposée comme une solution incontournable pour améliorer la qualité des schémas de compensation robotisée du mouvement cardiaque. Notre approche de stabilisation active devrait sans doute pouvoir profiter de la même manière de l'intégration d'une prédiction du comportement cardiaque.

Dans la suite de ce chapitre, nous analysons les différentes approches proposées, et nous introduisons une nouvelle méthode de prédiction basée sur une modélisation du mouvement par une modulation d'amplitude. Une comparaison des performances de toutes les méthodes présentées est alors réalisée à partir de données *in vivo*. Les principales caractéristiques des différents algorithmes sont finalement discutées.

2.3.1 État de l'art

Dans notre contexte, un algorithme de prédiction doit fournir une estimation de la position future du cœur en se basant sur les positions antérieures. Deux familles d'algorithmes sont disponibles dans la littérature : les approches basées sur un modèle et les approches sans modèle. Les approches basées sur une modélisation du déplacement sont de loin les plus nombreuses.

Nous commençons par présenter l'approche sans modèle la plus importante [Ortmaier05] avant de nous intéresser aux méthodes qui utilisent un modèle du mouvement cardiaque. Nous ne traitons ici que les méthodes de prédiction pouvant être intégrées dans le schéma de commande d'un robot médical et qui respectent donc les contraintes temps réel. Les méthodes s'appuyant sur une modélisation fine du mouvement cardiaque, comme celles proposées dans [Hunter03, Sermesant06], ne sont pas incluses dans cet état de l'art.

Les méthodes d'estimation de paramètres des différents modèles seront brièvement décrites, l'accent étant mis davantage sur la modélisation.

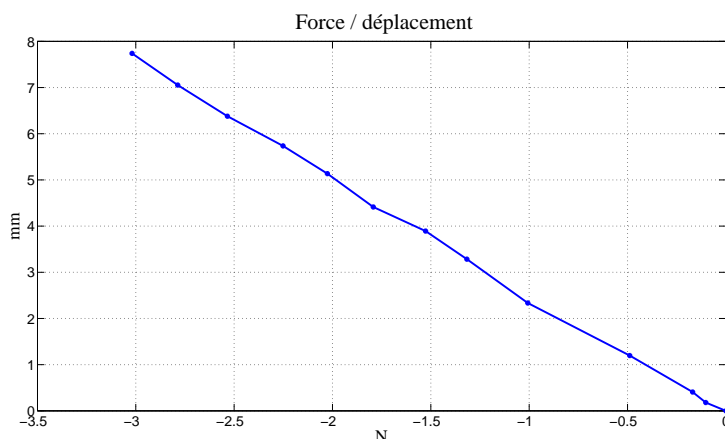


FIG. 2.15 – La courbe effort/déplacement résultant de l'action de l'opérateur sur le myocarde (expérience à cœur battant)

2.3.1.1 Approche sans modèle

Cette approche proposée dans [Ortmaier05] n'utilise aucune connaissance *a priori*, ni modélisation du mouvement cardiaque. Elle repose sur le théorème de Takens [Takens81] qui montre que l'état d'un système dynamique peut être reconstruit en utilisant uniquement un vecteur composé de mesures antérieures.

Un vecteur \mathbf{M}_k évalué à l'instant k est un vecteur suffisamment long qui contient p mesures antérieures du mouvement cardiaque \mathcal{M} espacées de h échantillons :

$$\mathbf{M}_k = [\mathcal{M}(k) \mathcal{M}(k-h) \dots \mathcal{M}(k-(p-1)h)] \quad (2.9)$$

Prédire le mouvement cardiaque à l'instant $k+n$ consiste à trouver le vecteur $\mathbf{M}_{k'}$ passé qui présente le plus de similarités avec \mathbf{M}_k . La prédiction $\hat{\mathcal{M}}(k+n)$ peut alors être obtenue de la façon suivante :

$$\hat{\mathcal{M}}(k+n) = \mathcal{M}(k'+n) \quad (2.10)$$

Dans [Ortmaier05], afin d'augmenter la robustesse au bruit de mesure, P anciens vecteurs présentant des similarités avec \mathbf{M}_k sont sélectionnés pour effectuer la prédiction. Ces P vecteurs proviennent d'une mémoire de mesures dont la taille est choisie par l'utilisateur.

Une fois les P vecteurs \mathbf{M}_{k-f_j} ($j = 1 \dots P$) sélectionnés, la prédiction est donnée par :

$$\hat{\mathcal{M}}(k+n) = \sum_{i=1}^P \frac{\frac{1}{\delta_i}}{\sum_{j=1}^P \frac{1}{\delta_j}} \mathcal{M}(k-f_i+n) \quad (2.11)$$

avec

$$\delta_j = \|\mathbf{M}_k - \mathbf{M}_{k-f_j}\|_2 \quad (2.12)$$

L'algorithme décrit ci-dessus peut être étendu pour permettre de prédire simultanément le mouvement de plusieurs zones d'intérêt sur le coeur. Cette extension peut se montrer utile si le

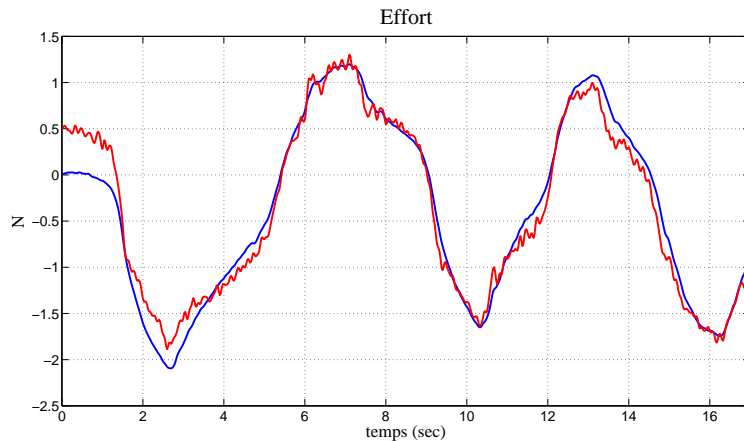


FIG. 2.16 – La force mesurée (rouge) et la force estimée (bleu) en utilisant le modèle viscoélastique identifié

champ de vision est partiellement occultée pendant un court laps de temps.

Les auteurs proposent également une deuxième extension, qui consiste à prendre compte l'ECG et le débit respiratoire en les traitant comme des primitives supplémentaires à prédire. L'algorithme généralisé est donné dans [Ortmaier05].

2.3.1.2 Les approches basées sur un modèle

Les approches basées sur un modèle consistent à proposer un modèle paramétrique qui décrit le mouvement cardiaque. A chaque instant d'échantillonnage, les paramètres de ce modèle sont estimés en utilisant la mesure actuelle et un certain nombre de mesures passées. Le modèle, mis à jour, est évalué à l'instant futur auquel on souhaite connaître le déplacement. Ce qui permet d'obtenir la prédiction souhaitée.

Deux aspects sont à considérer lors de l'élaboration d'un schéma de prédiction basé sur un modèle. Le premier consiste à trouver un modèle réaliste qui reflète au mieux le mouvement cardiaque. Le deuxième relève du choix et du réglage des algorithmes d'adaptation des paramètres, où l'effort est généralement porté sur la vitesse de convergence, la robustesse au bruit de mesure, et la réactivité en cas de changement des paramètres physiologiques.

Dans notre étude, seul le premier aspect, *i.e* la modélisation du mouvement cardiaque, est souligné. Les méthodes d'estimation sont néanmoins présentées, mais sans discussion approfondie.

Les modèles de mouvement cardiaque proposés dans la littérature diffèrent par leur utilisation explicite ou non du caractère répétitif du mouvement du coeur. Certaines approches basent complètement leur modélisation sur cette caractéristique alors que d'autres considèrent seulement que le mouvement actuel est corrélé aux observations passées, sans prise en compte explicite du caractère répétitif. Les premières seront appelées "modèles avec connaissance *a priori*" et les deuxièmes "modèles sans connaissance *a priori*".

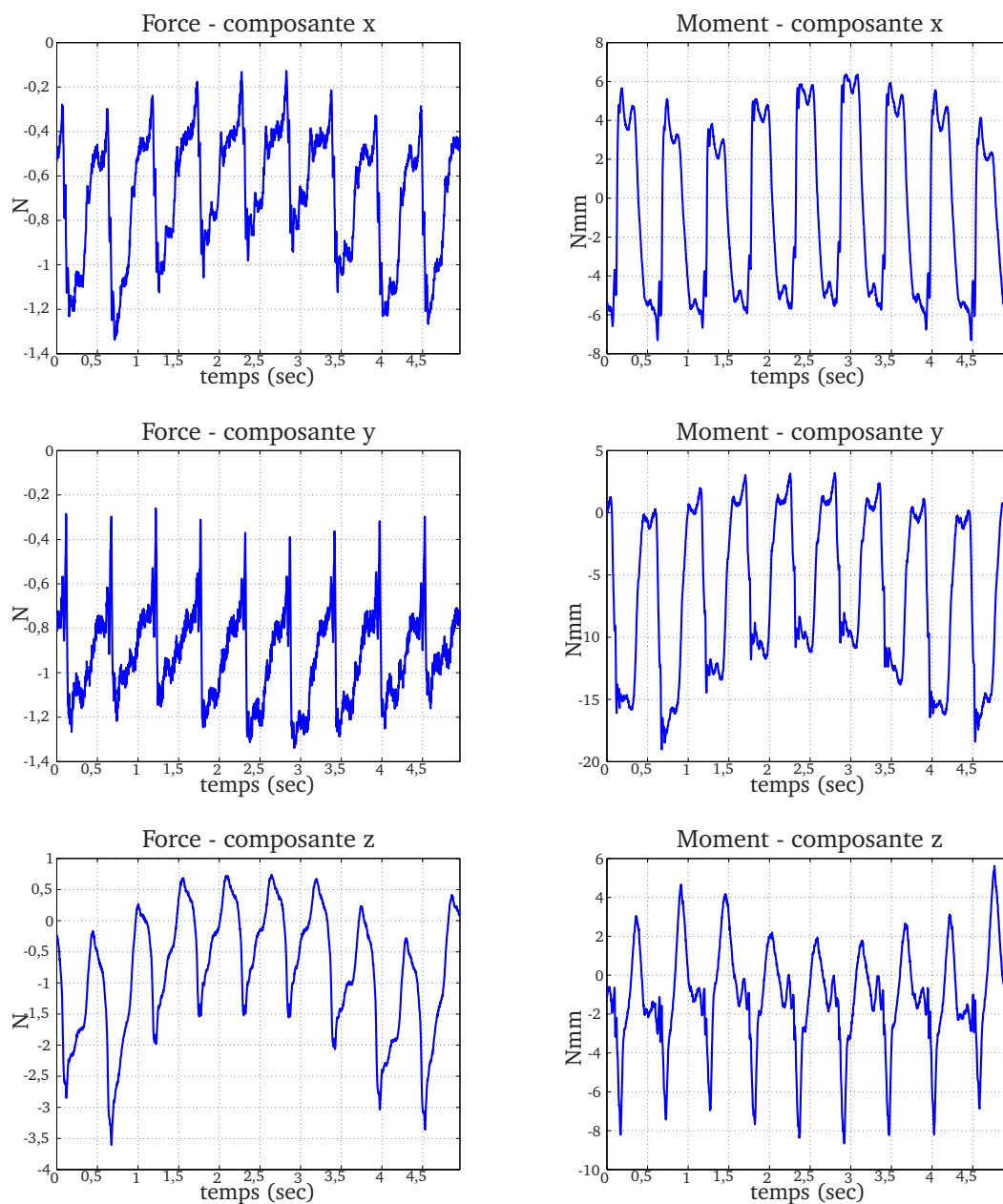


FIG. 2.17 – Les composantes de la force et du moment durant un cycle respiratoire

Les approches sans connaissance *a priori*

Dans la littérature, nous n'avons recensé qu'un seul modèle non phénoménologique du mouvement cardiaque. L'algorithme proposé ne prédit qu'une des deux composantes du mouvement cardiaque (cf. paragraphe 2.1.2), à savoir la composante cardiaque. La composante respiratoire est supposée supprimée grâce à une boucle d'asservissement à rétroaction classique. Cette méthode publiée dans [Franke07] se base sur une modélisation du mouvement par un filtre autorégressif. La composante cardiaque $\hat{\mathcal{M}}_c(k)$ est donc décrite comme étant une somme pondérée

d'observations passées à laquelle s'ajoute un bruit blanc \mathcal{N} :

$$\hat{\mathcal{M}}_c(k) = \sum_{i=1}^p w_i \mathcal{M}_c(k-i) + \mathcal{N}(k) \quad (2.13)$$

où w_i est le poids associé à la $i^{\text{ème}}$ observation passée.
 Cette équation peut être mise sous forme matricielle :

$$\begin{aligned} \mathbf{X}_k &= \mathbf{W} \mathbf{X}_{k-1} + \mathbf{N}_k \\ \hat{\mathcal{M}}_c(k) &= \mathbf{C} \mathbf{X}_k \end{aligned} \quad (2.14)$$

avec :

$$\begin{aligned} \mathbf{X}_k &= [\mathcal{M}_c(k) \quad \mathcal{M}_c(k-1) \quad \dots \quad \mathcal{M}_c(k-(p-1))]^T \\ \mathbf{X}_{k-1} &= [\mathcal{M}_c(k-1) \quad \mathcal{M}_c(k-2) \quad \dots \quad \mathcal{M}_c(k-p)]^T \\ \mathbf{N}_k &= [\mathcal{N}(k) \quad \mathcal{N}(k-1) \quad \dots \quad \mathcal{N}(k-(p-1))]^T \\ \mathbf{C} &= [1 \quad \underbrace{0 \quad \dots \quad 0}_{p-1}]^T \end{aligned} \quad (2.15)$$

et :

$$\mathbf{W} = \begin{pmatrix} w_1 & w_2 & \dots & w_{p-1} & w_p \\ 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & & 0 & 0 \\ \vdots & & \ddots & & 0 \\ 0 & 0 & \dots & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (2.16)$$

Les poids w_i constituent les paramètres du modèle de la composante cardiaque, qui doivent être estimés. L'estimation est effectuée en ligne à l'aide d'un algorithme de moindres carrés récurrents (RLS) avec un facteur d'oubli, qui résout à chaque instant d'échantillonnage le problème suivant :

$$\mathcal{M}_c(k) = [w_1 \ w_2 \ \dots \ w_p] \mathbf{X}_{k-1} \quad (2.17)$$

En utilisant le filtre auto-régressif identifié, la prédiction n échantillons en avant, notée $\hat{\mathcal{M}}(k+n)$, est donnée par l'équation suivante, qui représente l'espérance mathématique de $\hat{\mathcal{M}}_c(k)$ exprimée à l'instant $k+n$:

$$\hat{\mathcal{M}}_c(k+n) = \mathbf{C} \mathbf{W}^n \mathbf{X}_k \quad (2.18)$$

L'algorithme présenté ci-dessus suppose que deux échantillons successifs du mouvement cardiaque sont dépendants d'une manière linéaire. Cette hypothèse est relaxée par les auteurs dans [Franke08]. Dans ce travail, l'équation de prédiction est formulée de la façon suivante :

$$\begin{bmatrix} \hat{\mathcal{M}}_c(k+1) \\ \hat{\mathcal{M}}_c(k+2) \\ \vdots \\ \hat{\mathcal{M}}_c(k+n) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1 \\ \mathbf{V}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{V}_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathcal{M}_c(k) \\ \mathcal{M}_c(k-1) \\ \vdots \\ \mathcal{M}_c(k-p+1) \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

En utilisant cette formulation, chaque point de l'horizon de prédiction est prédit de façon indépendante en utilisant un vecteur de poids différent \mathbf{V}_i de dimension $1 \times p$. Afin d'estimer les

vecteurs \mathbf{V}_i utilisés dans la prédiction, l'équation (2.19) est retardée de n échantillons comme suit :

$$\begin{bmatrix} \mathcal{M}_c(k+1-n) \\ \mathcal{M}_c(k+2-n) \\ \vdots \\ \mathcal{M}_c(k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{V}_1 \\ \mathbf{V}_2 \\ \vdots \\ \mathbf{V}_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathcal{M}_c(k-n) \\ \mathcal{M}_c(k-n-1) \\ \vdots \\ \mathcal{M}_c(k-p-n+1) \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

Ainsi tous les termes de mouvement sont connus. Un algorithme RLS avec facteur d'oubli peut être utilisé pour estimer les vecteurs \mathbf{V}_i .

Les auteurs donnent une indication sur le choix de l'ordre p du filtre auto-régressif. En effet, ils proposent de modéliser chaque harmonique du signal par un filtre auto-régressif d'ordre deux. Ainsi, d'après les auteurs, p doit être égal à deux fois le nombre de harmoniques significatives de la composante cardiaque. À ce titre, cette méthode aurait pu être classée parmi les méthodes basées sur une connaissance *a priori*. Cependant, le réglage proposé par les auteurs ne peut pas être appliqué en pratique, comme nous le verrons plus tard. Ce qui justifie notre classification.

Les approches basées sur une connaissance *a priori*

Dans cette catégorie, les modèles tirent profit du contenu spectral particulier du mouvement cardiaque. En effet, comme cela a été mentionné en 2.1.2, le mouvement cardiaque est constitué de deux composantes périodiques : la composante respiratoire \mathcal{M}_r due à la ventilation artificielle et la composante cardiaque \mathcal{M}_c due aux battements cardiaques. Le mouvement du cœur peut donc être écrit comme :

$$\mathcal{M}(k) = \mathcal{M}_c(k) + \mathcal{M}_r(k) \quad (2.21)$$

Les approches basées sur une connaissance *a priori* diffèrent par la manière de modéliser les deux composantes du mouvement du cœur. Certaines privilégient une modélisation fréquentielle alors que d'autres adoptent des modèles temporels.

Modèles fréquentiels

Deux algorithmes de prédiction basés sur une modélisation fréquentielle sont proposés dans [Thakral01] et [Ginhoux05]. Dans les deux approches la modélisation est basée sur la périodicité de \mathcal{M}_c et \mathcal{M}_r . Soient f_c et f_r les fréquences des composantes cardiaque et respiratoire. ϕ_c et ϕ_r sont les phases associées. Si on note T_s la période d'échantillonnage, les phases sont calculées à chaque instant d'échantillonnage k de la façon suivante :

$$\begin{cases} \phi_c(k) = \phi_c(k-1) + 2\pi f_c T_s \\ \phi_r(k) = \phi_r(k-1) + 2\pi f_r T_s \end{cases} \quad (2.22)$$

Les composantes cardiaque et respiratoire peuvent être modélisées par des séries de Fourier tronquées :

$$\hat{\mathcal{M}}_r(k) = \sum_{i=1}^{n_r} \left(a_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + b_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (2.23)$$

et

$$\hat{\mathcal{M}}_c(k) = \sum_{i=1}^{n_c} \left(c_{ci} \sin(i\phi_c(k)) + d_{ci} \cos(i\phi_c(k)) \right) \quad (2.24)$$

avec n_r et n_c respectivement le nombre d'harmoniques significatives des composantes respiratoire et cardiaque. a_{ri} , b_{ri} , c_{ci} et d_{ci} sont les coefficients de Fourier.

Dans [Thakral01], l'algorithme Fourier Linear Combiner (FLC) est utilisé afin d'estimer les coefficients de Fourier des deux composantes.

Si la fréquence f d'un signal périodique S est connue, le FLC permet l'estimation des coefficients de Fourier. Supposons que seules les n premières harmoniques soient prises en compte, le signal peut être écrit de la façon suivante :

$$\hat{S}(k) = \sum_{i=1}^n \left(a_i \sin(i\phi(k)) + b_i \cos(i\phi(k)) \right) \quad (2.25)$$

avec $\phi(k)$ la phase du signal.

Notons \mathbf{W} le vecteur comprenant les coefficients de Fourier qui doivent être estimés :

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} a_i \\ b_i \end{bmatrix}_{i=1\dots n}$$

et le régresseur connu :

$$\Phi(k) = \begin{bmatrix} \sin(i\phi(k)) \\ \cos(i\phi(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n}$$

\mathbf{W} peut être adapté à chaque pas d'échantillonnage en utilisant les équations suivantes [Riviere98] :

$$\begin{aligned} \epsilon(k) &= S(k) - \Phi^T(k)\mathbf{W}(k) \\ \mathbf{W}(k+1) &= \mathbf{W}(k) + 2\mu_1\Phi(k)\epsilon(k) \end{aligned} \quad (2.26)$$

où μ_1 est un gain d'adaptation.

Cet algorithme peut être modifié pour estimer également la fréquence du signal périodique. Le nouvel algorithme s'appelle le Weighed FLC (WFLC). La fréquence est estimée grâce à l'équation suivante :

$$f(k+1) = f(k) + 2\mu_0\epsilon(k) \sum_{i=1}^n i \left(a_i \sin(i\phi(k)) - b_i \cos(i\phi(k)) \right) \quad (2.27)$$

où μ_0 est un gain d'adaptation.

Dans le FLC, le gain d'adaptation μ_1 peut aussi être adapté en ligne à l'aide du carré de l'erreur d'estimation des paramètres, comme suit :

$$\mu_1(k+1) = \alpha\mu_1(k) + \beta\epsilon^2(k) \quad (2.28)$$

avec $0 < \alpha < 1$ et $\beta > 0$.

Cet algorithme FLC modifié est appelé "Adaptive FLC" (AFLC).

Dans [Thakral01], le WFLC et le AFLC sont utilisés afin d'estimer les coefficients de Fourier du mouvement du coeur. Le AFLC estime d'abord les paramètres de la composante respiratoire. L'erreur résultante est ensuite utilisée comme entrée d'un WFLC afin d'identifier le modèle de la composante cardiaque. La combinaison des deux algorithmes est appelée "Tiered Fourier Linear Combiner" (TFLC).

En utilisant les vecteurs de paramètres estimés à l'instant k , $\mathbf{W}_c(k)$ pour la composante cardiaque et $\mathbf{W}_r(k)$ pour la composante respiratoire, la prédiction du mouvement du coeur à l'instant $k + n$ est exprimée de la manière suivante :

$$\hat{\mathcal{M}}(k + n) = \Phi_c^T(k + n)\mathbf{W}_c(k) + \Phi_r^T(k + n)\mathbf{W}_r(k) \quad (2.29)$$

avec :

$$\Phi_c(k) = \left[\begin{array}{c} \sin(i\phi_c(k)) \\ \cos(i\phi_c(k)) \end{array} \right]_{i=1\dots n_c}$$

et

$$\Phi_r(k) = \left[\begin{array}{c} \sin(i\phi_r(k)) \\ \cos(i\phi_r(k)) \end{array} \right]_{i=1\dots n_r}$$

Dans [Ginhoux05], le même modèle de mouvement cardiaque est employé. Cependant l'estimation et la prédiction sont accomplies de manières différentes. En effet, le mouvement du coeur est d'abord filtré à l'aide d'un filtre adaptatif qui estime la composante cardiaque. Chaque harmonique est estimée d'une façon indépendante. Si on désigne par \mathcal{M}_{ci} la $i^{\text{ème}}$ harmonique cardiaque, nous pouvons écrire en utilisant (2.24) :

$$\hat{\mathcal{M}}_{ci}(k) = c_{ci} \sin(i\phi_c(k)) + d_{ci} \cos(i\phi_c(k)) \quad (2.30)$$

Les coefficients c_{ci} et d_{ci} sont mis à jour comme suit [Bodson97] :

$$\begin{aligned} c_{ci}(k + 1) &= c_{ci}(k) - gT_s \sin(i\phi_c(k))\hat{\mathcal{M}}_r(k) \\ d_{ci}(k + 1) &= d_{ci}(k) - gT_s \cos(i\phi_c(k))\hat{\mathcal{M}}_r(k) \end{aligned} \quad (2.31)$$

avec $g = \frac{2\pi f_c}{10T_s}$ et $\hat{\mathcal{M}}_r(k)$ une estimation de la composante respiratoire qui est tout simplement obtenue par soustraction de l'estimation de la composante cardiaque (somme de toutes les harmoniques estimées) du mouvement total :

$$\hat{\mathcal{M}}_r(k) = \mathcal{M}(k) - \hat{\mathcal{M}}_c(k) \quad (2.32)$$

La prédiction est alors basée sur la périodicité des deux composantes, et exprimée dans le domaine temporel. L'estimation du mouvement du coeur à l'instant $k + n$ est donnée par :

$$\hat{\mathcal{M}}(k + n) = \mathcal{M}_c(k - T_c + n) + \mathcal{M}_r(k - T_r + n) \quad (2.33)$$

où T_c et T_r sont les parties entières de respectivement de $\frac{1}{T_s f_c}$ et $\frac{1}{T_s f_r}$. Une méthode similaire a été récemment proposée dans [Yuen08], dans le cadre de chirurgie de la valve mitrale. Les coefficients de Fourier y sont estimés grâce à un filtre de Kalman.

Les approches proposées dans [Thakral01] et [Ginhoux05] adoptent le même modèle de mouvement du coeur mais utilisent deux techniques différentes d'estimation. Nous souhaitons ici surtout mettre en avant les nuances de modélisation, ces deux approches sont donc considérées identiques et désormais désignées par "FLC".

Modèles temporels

Dans [Bebek07], seule la composante cardiaque est prédite. Comme dans [Franke07], la composante respiratoire est supposée filtrée par un correcteur classique à rétroaction. Cette méthode est appelée "Last cycle". Si la composante cardiaque est supposée complètement périodique, nous pouvons écrire :

$$\mathcal{M}_c(k) = \mathcal{M}_c(k - T_c) \quad (2.34)$$

Ainsi, la prédiction du mouvement à l'instant $k + n$ est donnée par :

$$\hat{\mathcal{M}}_c(k + n) = \mathcal{M}_c(k - T_c + n) \quad (2.35)$$

Cependant, les auteurs ont remarqué que la composante cardiaque n'est que quasi-périodique. En effet, des variations sont observées d'un cycle cardiaque à un autre. Notons $\epsilon(k)$, la différence entre deux mesures du mouvement à deux moments identiques du cycle cardiaque :

$$\epsilon(k) = \mathcal{M}_c(k) - \mathcal{M}_c(k - T_c) \quad (2.36)$$

Une fonction de pondération polynomiale est proposée, pour permettre de décroître l'influence de l'erreur ϵ tout au long de l'horizon de prédiction N . Cette fonction est donnée par :

$$f(n) = 1 - \left(\frac{n}{N}\right)^p \quad (2.37)$$

où p est l'ordre de cette fonction polynomiale.

En utilisant (2.35) et la fonction de correction f , la prédiction du mouvement à l'instant $k + n$ est exprimée de la façon suivante :

$$\hat{\mathcal{M}}_c(k + n) = \mathcal{M}_c(k - T_c + n) + f(n)\epsilon(k) \quad (2.38)$$

Cette loi de prédiction permet de décroître l'effet de la variabilité du mouvement cardiaque d'un cycle à un autre mais ne tient pas compte de la variation de la durée du cycle cardiaque. Afin de traiter ce dernier point, les auteurs proposent d'utiliser une mesure du signal ECG afin de détecter les complexes QRS, ce qui permet de mettre à jour T_c .

Dans [Cuvillon05] une deuxième modélisation temporelle du mouvement du coeur est proposée. Premièrement une séparation des composantes cardiaque et respiratoire est réalisée en utilisant une technique de "gating". En effet, les complexes QRS du signal ECG sont utilisés comme une horloge afin d'échantillonner le mouvement du coeur. Quand le coeur est quasiment au repos, pendant la diastole, le mouvement observé est seulement dû à la respiration artificielle. Ainsi, si le mouvement du coeur est échantillonné par l'horloge QRS décalée d'une demi période cardiaque, seule la composante respiratoire est mesurée.

Les échantillons acquis représentent la composante respiratoire à différents instants du cycle de ventilation artificielle. Ces échantillons sont interpolés par une fonction spline cubique \mathcal{F} afin de pouvoir obtenir le mouvement dû à la respiration à chaque instant k :

$$\hat{\mathcal{M}}_r(k) = \mathcal{F}(k - k_{resp}) \quad (2.39)$$

où k_{resp} est l'instant représentant le début du dernier cycle respiratoire.

Ce mouvement est ensuite soustrait du mouvement total afin d'obtenir la composante cardiaque :

$$\hat{\mathcal{M}}_c(k) = \mathcal{M}(k) - \hat{\mathcal{M}}_r(k) \quad (2.40)$$

Cette composante est modélisée par la réponse d'un filtre à réponse impulsionnelle finie (FIR). Les complexes QRS sont considérés comme des impulsions qui excitent le filtre (FIR). La composante cardiaque s'écrit donc à chaque instant d'échantillonnage :

$$\hat{\mathcal{M}}_c(k) = l(k) * \text{QRS}(k) \quad (2.41)$$

où $l(i)$ ($i = 1 \dots T_c$) sont les coefficients du filtre FIR.

Les auteurs ont constaté que la quasi-périodicité de la composante cardiaque est due à un couplage entre les deux composantes du mouvement. En effet, ils ont montré que la composante cardiaque est dépendante du volume respiratoire. En conséquence, les coefficients du filtre modélisant la contribution des battements cardiaques \mathcal{M}_c sont considérés comme étant dépendants du volume respiratoire. Chaque coefficient $l(k)$ est ainsi écrit :

$$l(k) = l_0(k) + l_1(k)\mathcal{V}(k) \quad (2.42)$$

La dépendance est exprimée d'une façon linéaire, d'où l'appellation "modèle linéaire à paramètres variants" (LPV). Les coefficients l_0 et l_1 sont identifiés en ligne à l'aide d'un algorithme RLS. En utilisant ce modèle et la périodicité de la composante respiratoire, le mouvement prédit à l'instant $k + n$ peut être exprimé de la façon suivante :

$$\begin{aligned} \hat{\mathcal{M}}(k + n) &= \hat{\mathcal{M}}_r(k + n) + \hat{\mathcal{M}}_c(k + n) \\ &= \mathcal{F}(k - k_{resp} + n) + l_0(k - k_{QRS} + n) + l_1(k - k_{QRS} + n)\mathcal{V}(k - T_r + n) \end{aligned} \quad (2.43)$$

où k_{QRS} est l'échantillon correspondant à la dernière occurrence du complexe QRS.

2.3.2 La modulation d'amplitude

Nous proposons une approche alternative afin de prendre en compte d'une manière plus simple la modulation de la composante cardiaque par la respiration. Nous restons au sein de la méthodologie FLC, que nous allons étendre afin de tenir compte du couplage entre les deux composantes du mouvement cardiaque.

Notre proposition repose essentiellement sur des observations expérimentales. Si nous effectuons un zoom sur des analyses spectrales de mouvements cardiaques, nous obtenons les figures 2.18 et 2.19.

Sur ces figures, nous remarquons des pics intéressants car semblables à ceux présents dans le spectre d'un signal périodique modulé en amplitude par un autre signal périodique. Dans notre cas de figure, la porteuse est à la fréquence cardiaque f_c alors que le signal modulant est à la fréquence de la respiration artificielle f_r . Des contenus spectraux similaires peuvent être observés sur les figures 5.24 de [Ortmaier02] et 2 de [Franke07].

Nous remarquons par ailleurs que le nombre d'harmoniques du signal modulant est inférieur à celui de la composante de mouvement respiratoire. En outre, seules les harmoniques de basses fréquences de la porteuse cardiaque sont modulées.

Dans [Bachta08b], nous avons, dans un premier temps, exprimé le mouvement cardiaque comme étant la somme d'une composante respiratoire \mathcal{M}_r et d'une composante cardiaque donnée par le résultat d'une modulation d'amplitude :

$$\mathcal{M}(k) = \mathcal{M}_r(k) + \mathcal{C}_c(k)(1 + \mathcal{C}_r(k)) \quad (2.44)$$

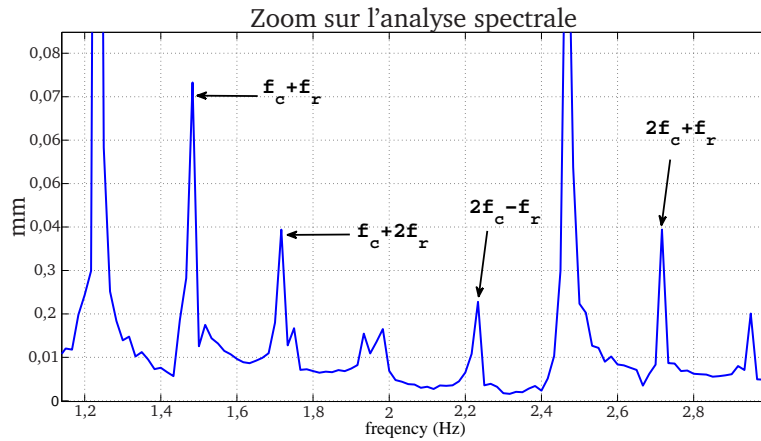


FIG. 2.18 – Zoom sur une analyse spectrale du mouvement d'un coeur libre

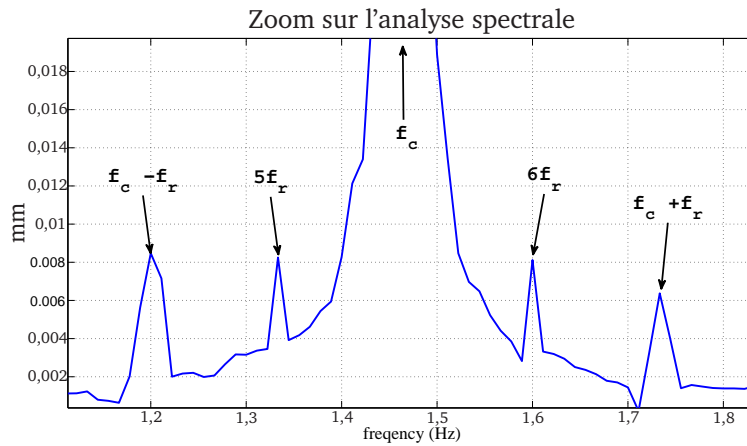


FIG. 2.19 – Zoom sur l'analyse spectrale du mouvement d'un coeur stabilisé

où :

$$M_r(k) = \sum_{i=1}^{n_r} \left(a_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + b_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (2.45)$$

C_c , la porteuse, représente la fondamentale et les harmoniques du battement cardiaque. Sa décomposition en série de Fourier est :

$$C_c(k) = \sum_{i=1}^{n_c} \left(e_{ci} \sin(i\phi_c(k)) + f_{ci} \cos(i\phi_c(k)) \right) \quad (2.46)$$

avec n_c le nombre d'harmoniques du battement cardiaque, e_{ci} et f_{ci} étant les coefficients de Fourier.

$C_r(k)$ est le signal modulant :

$$C_r(k) = \sum_{i=1}^{n_r} \left(g_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + h_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (2.47)$$

avec n_r le nombre d'harmoniques respiratoires, g_{ri} et h_{ri} étant les coefficients de Fourier.

Cependant, cette formulation ne tient pas compte des observations expérimentales importantes précédentes, *i.e* du fait que le nombre d'harmoniques significatives du signal modulant est inférieur au nombre d'harmoniques significatives de la composante respiratoire et que seules les premières harmoniques de la porteuse sont modulées. C'est pourquoi nous ré-écrivons tout d'abord \mathcal{C}_r de la façon suivante :

$$\mathcal{C}_r(k) = \sum_{i=1}^{n_{r1}} \left(g_{ri} \sin(i\phi_r(k)) + h_{ri} \cos(i\phi_r(k)) \right) \quad (2.48)$$

où $n_{r1} \leq n_r$ est le nombre d'harmoniques du signal modulant. Nous reformulons ensuite (2.44) :

$$\mathcal{M}(k) = \mathcal{M}_r(k) + \mathcal{M}_c(k) \quad (2.49)$$

avec :

$$\mathcal{M}_c(k) = \mathcal{C}_c(k) + \mathcal{C}_{c1}(k)\mathcal{C}_r(k) \quad (2.50)$$

\mathcal{C}_c contient les harmoniques significatives du battement cardiaque alors que \mathcal{C}_{c1} n'englobe que les n_{c1} premières harmoniques modulées.

Ainsi la composante cardiaque peut être développée comme suit :

$$\begin{aligned} \mathcal{M}_c &= \sum_{i=1}^{n_c} \left(e_{ci} \sin(i\phi_c(k)) + f_{ci} \cos(i\phi_c(k)) \right) \\ &+ \sum_{i=1}^{n_{c1}} \sum_{j=1}^{n_{r1}} \left(\underbrace{\frac{1}{2}(e_{ci}g_{rj} + f_{ci}h_{rj})}_{q_{ij}} \cos(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) \right. \\ &+ \underbrace{\frac{1}{2}(f_{ci}h_{rj} - e_{ci}g_{ri})}_{r_{ij}} \cos(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \\ &+ \underbrace{\frac{1}{2}(e_{ci}h_{rj} - g_{rj}f_{ci})}_{t_{ij}} \sin(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) \\ &\left. + \underbrace{\frac{1}{2}(e_{ci}h_{rj} + f_{ci}g_{rj})}_{v_{ij}} \sin(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \right) \end{aligned} \quad (2.51)$$

Afin de garder un modèle linéaire, tous les termes résultants de produits sommés de e_{ci} , f_{ci} , g_{ri} et h_{ri} sont remplacés par des nouveaux paramètres. En utilisant le modèle ainsi simplifié et l'équation (2.21), nous pouvons écrire :

$$\mathcal{M}(k) = \Phi^T(k) \mathbf{W}(k) \quad (2.52)$$

avec,

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{ri} \\ a_{bri} \end{bmatrix}_{i=1\dots n_r} \\ \begin{bmatrix} e_{ci} \\ f_{ci} \end{bmatrix}_{i=1\dots n_c} \\ \begin{bmatrix} q_{ij} \\ r_{ij} \\ t_{ij} \\ v_{ij} \end{bmatrix}_{i=1\dots n_{c1}, j=1\dots n_{r1}} \end{bmatrix} \quad (2.53)$$

et

$$\Phi(k) = \begin{bmatrix} \begin{bmatrix} \sin(i\phi_r(k)) \\ \cos(i\phi_r(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n_r} \\ \begin{bmatrix} \sin(i\phi_c(k)) \\ \cos(i\phi_c(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n_c} \\ \begin{bmatrix} \cos(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) \\ \cos(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \\ \sin(i\phi_c(k) - j\phi_r(k)) \\ \sin(i\phi_c(k) + j\phi_r(k)) \end{bmatrix}_{i=1\dots n_{c1}, j=1\dots n_{r1}} \end{bmatrix} \quad (2.54)$$

En utilisant l'équation (2.52), les paramètres peuvent être estimés à l'aide d'un algorithme RLS avec facteur d'oubli.

La prédiction à l'instant $k + n$ est obtenue par :

$$\mathcal{M}(k + n) = \Phi^T(k + n) \mathbf{W}(k) \quad (2.55)$$

2.3.3 Comparaison des résultats de prédiction

Dans ce paragraphe, nous allons comparer les résultats de prédiction des différentes approches sur deux jeux de données.

Le premier jeu de données est issu d'expérimentations décrites dans [Cuvillon05]. Les mesures de déplacement ont été effectuées grâce à la position de quatre DELs dans l'image d'une caméra rapide cadencée à 500 Hz. Les DELs sont collées sur les doigts d'un stabilisateur Octopus 4.3 (Fig.2.20). Le bras de l'octopus est déverrouillé afin de mesurer le déplacement d'un coeur libre. Les fréquences cardiaque et respiratoire sont respectivement de 1, 23 Hz et 0, 24 Hz.

Le second jeu de données provient de l'expérience menée en utilisant le dispositif expérimental décrit en 2.1.1. Les fréquences cardiaque et respiratoire sont respectivement de 1, 44 Hz et 0, 26 Hz. Notons ici la variation du rythme cardiaque entre le jeu de données utilisé pour l'analyse des efforts et celui que nous traitons maintenant. Ces mesures ont été pourtant acquises à une dizaine de minutes d'intervalle sur le même sujet.

Certains auteurs estiment à juste titre qu'estimer toutes les composantes du mouvement d'une façon corrélée améliore la précision de prédiction. C'est le cas dans [Ortmaier05] où la prédiction est réalisée simultanément pour plusieurs zones du coeur. Dans [Franke07] la prédiction des trois directions du mouvement est effectuée d'une façon couplée. Il est clair que coupler la prédiction du mouvement de plusieurs zones du coeur ou encore celle des différentes directions de l'espace peut améliorer les performances de toutes les méthodes. En effet l'information recueillie est plus riche et confère plus de robustesse aux erreurs de mesure ou à des occlusions éventuelles de la scène. Le but de notre étude étant de comparer les différentes modélisations

du mouvement du coeur, nous allons effectuer les prédictions d'une façon indépendante selon les trois directions, pour toutes les méthodes.

La méthode "Last cycle" n'a pas été implémentée car les auteurs qui l'ont proposée ont montré que leur nouvelle approche basée sur un filtre auto-régressif donne de meilleurs résultats.

Afin de garantir une comparaison équitable entre les différentes approches, un algorithme RLS avec facteur d'oubli [Goodwin84] est employé à chaque fois qu'une estimation de paramètres s'impose. Si à chaque pas d'échantillonnage le mouvement peut être écrit :

$$y(k) = \psi(k)^T \theta(k-1) \quad (2.56)$$

où $\psi(k)$ est un régresseur connu et θ le vecteur de paramètres à estimer. $\hat{\theta}$ peut être obtenu comme suit [Goodwin84] :

$$\begin{aligned} \hat{y}(k) &= \psi(k)^T \hat{\theta}(k-1) \\ K(k) &= \frac{P(k-1)\psi(k)}{\lambda + \psi(k)^T P(k-1)\psi(k)} \\ \hat{\theta}(k) &= \hat{\theta}(k-1) + K(k)(y(k) - \hat{y}(k)) \\ P(k) &= \frac{1}{\lambda} \left(P(k-1) - \frac{P(k-1)\psi(k)\psi(k)^T P(k-1)}{\lambda + \psi(k)^T P(k-1)\psi(k)} \right) \end{aligned} \quad (2.57)$$

Pour les approches FLC et modulation d'amplitude (MA) tous les coefficients sont estimés en une seule fois et non en deux étapes comme c'est le cas pour le TFLC [Thakral01]. Pour évaluer la méthode à base d'un filtre auto-régressif (AR) [Franke08], la composante respiratoire a été estimée et retranchée du mouvement total à l'aide d'un FLC. L'erreur résultante a été ensuite utilisée comme entrée du filtre auto-régressif.

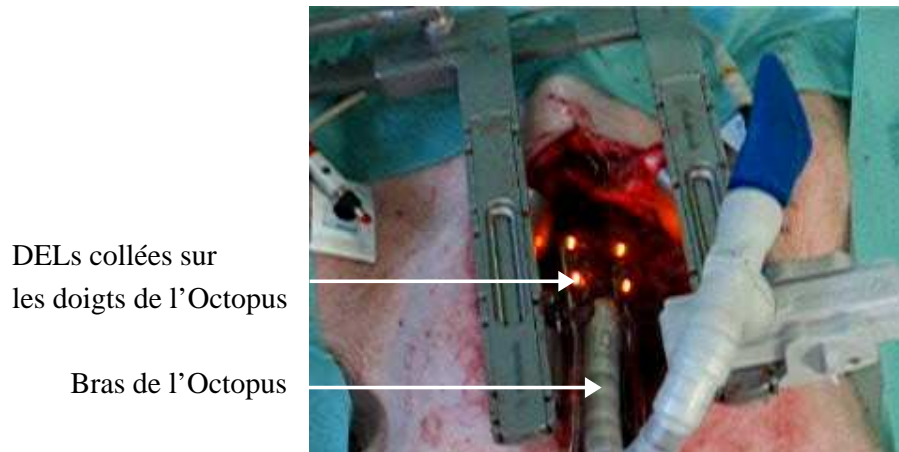


FIG. 2.20 – Dispositif expérimental pour le recueil du premier jeu de données.

2.3.3.1 Premier jeu de données - Mouvement non contraint

Une prédiction du mouvement à une période cardiaque dans le futur a été obtenue en utilisant les différentes approches. La racine carré de l'erreur quadratique moyenne (RMS) est indiquée pour toutes les méthodes dans le tableau 2.2. Ces RMS sont évaluées sur les 4, 8 derniers

cycles respiratoires du jeu de données. Les figures 2.21 et 2.22 illustrent les courbes prédites durant une période respiratoire pour les différents algorithmes.

Ci-dessous, nous précisons les réglages adoptés pour chacune des méthodes, choisis pour minimiser les erreurs de prédiction.

- Sans modèle [Ortmaier05] (SM) : La mémoire nécessaire afin de disposer de suffisamment de données passées est de 9,6 périodes respiratoires. h , p et P sont égaux respectivement à 400, 10 et 5.
- Auto-Regressif (AR) : L'ordre du filtre est égal à 400 et le facteur d'oubli pour l'algorithme RLS est égal à et 0.9999.
- FLC : n_c est égal à 13 et n_r à 4. Le facteur d'oubli est égal à 0.9999
- Linéaire à Paramètres Variants (LPV) : La composante respiratoire est approximée par une spline cubique avec un facteur de lissage de 10^{-7} (Ce facteur peut varier de 0 à 1. Les valeurs proches de 0 donnent plus de poids aux données). Le facteur d'oubli utilisé dans le RLS qui sert à identifier les paramètres de la composante cardiaque est fixé à 0.9997.
- Modulation d'amplitude (MA) : n_c , n_r , n_{c1} et n_{r1} sont égaux respectivement à : 13, 4, 7 et 2. Le facteur d'oubli est égal à 0.9999.

RMS(μm)	FLC	AR	LPV	SM	MA
axe x	107	118	73	82	65
axe y	125	148	94	59	76
axe z	653	739	682	705	617

TAB. 2.2 – Prédiction à une période cardiaque dans le futur - Premier jeu de données

2.3.3.2 Second jeu de données - Mouvement contraint

Une prédiction du mouvement à une période cardiaque dans le futur a été obtenue en utilisant les différentes approches. Les résultats sont récapitulés dans le tableau 2.3. Les RMS sont évaluées sur les 4 derniers cycles respiratoires du jeu de données. Les figures 2.23 et 2.24 illustrent les courbes prédites durant une période respiratoire pour les différents algorithmes.

Ci-dessous, nous précisons les réglages adoptés pour chacune des méthodes, choisis pour minimiser les erreurs de prédiction.

- Sans modèle (SM) : La mémoire nécessaire afin de disposer de suffisamment de données passées est de 11,2 périodes respiratoires. h , p et P sont égaux respectivement à 200, 5 et 5.

- Auto-Regressive (AR) : L'ordre du filtre est égal à 230 et le facteur d'oubli pour l'algorithme RLS est égal à 0.9999.
- FLC : n_c est égal à 8 et n_r à 6. Le facteur d'oubli est égal à 0.99
- Linéaire à Paramètres Variants (LPV) : La composante respiratoire est approximée par une spline cubique avec un facteur de lissage de 0.0001. Le facteur d'oubli utilisé dans le RLS qui sert à identifier les paramètres de la composante cardiaque est fixé à 0.999.
- Modulation d'Amplitude (MA) : n_c , n_r , n_{c1} et n_{r1} sont égaux respectivement à : 8, 6, 4 et 2. Le facteur d'oubli est égal à 0.99.

RMS(μm)	FLC	AR	LPV	SM	MA
axe x	12	15	16	<u>10</u>	<u>10</u>
axe y	18	21	25	16	<u>13</u>

TAB. 2.3 – Prédiction à une période cardiaque dans le futur - Second jeu de données

2.3.4 Discussion

L'utilisateur d'une méthode de prédiction pour la commande est intéressé par l'efficacité de la prédiction et la simplicité des réglages permettant sa mise en œuvre. C'est le premier aspect sous lequel nous examinerons les différentes méthodes. Par ailleurs, nous pouvons regarder plus précisément les capacités des approches à prendre en compte deux caractéristiques majeures du mouvement du coeur lors d'une opération de pontage, *i.e* la variabilité du rythme cardiaque et le couplage entre les deux composantes du mouvement. C'est le deuxième aspect que nous examinons. Le tableau 2.4 synthétise la discussion ci-après.

2.3.4.1 Le point de vue de l'utilisateur

Efficacité de la prédiction

La méthode basée sur une modulation d'amplitude améliore les résultats du FLC. Ce résultat est prévisible car l'approche MA étend le FLC pour prendre en compte le couplage entre les deux composantes du mouvement. Nous remarquons que les deux approches les plus efficaces sur les deux jeux de données sont la modulation d'amplitude et l'algorithme sans modèle. La méthode LPV donne de meilleurs résultats sur le premier jeu que sur le deuxième. Ceci peut s'expliquer par une moins bonne extraction de la composante respiratoire lorsque le coeur est contraint par un stabilisateur. Il est à noter que cette méthode a été élaborée pour prédire le mouvement d'un coeur libre.

Simplicité du réglage

Les méthodes les plus simples à régler sont celles basées sur un modèle fréquentiel, *i.e* le FLC et

la MA. En effet, une simple analyse spectrale permet de déterminer le nombre d'harmoniques à prendre en compte. De plus, ce nombre est indépendant de la fréquence d'échantillonnage choisie. Le réglage de l'approche LPV est également simple. Une fois la spline modélisant la composante respiratoire identifiée, le nombre de paramètres à identifier est égal à deux fois le nombre d'échantillons dans un cycle cardiaque. Pour le modèle auto-régressif le choix de l'ordre du filtre n'est par contre pas évident, malgré l'indication donnée par les auteurs. Ces derniers proposent de prendre un ordre égal à deux fois le nombre d'harmoniques significatives dans le signal, car une sinusoïde peut être modélisée par un filtre autorégressif d'ordre deux. Cette règle n'est pas vérifiable en pratique lorsque la période d'échantillonnage est petite et en présence de bruits de mesure. Ainsi le choix de l'ordre du filtre auto-régressif nécessite plusieurs essais avant d'aboutir à une solution correcte. L'approche sans modèle n'est pas intuitive à régler car les paramètres à choisir ne sont pas directement liés à des connaissances *a priori* sur le mouvement du coeur. Toutefois, en prenant une mémoire d'environ dix périodes respiratoires comme indiqué dans [Ortmaier05], et en effectuant quelques essais afin de régler les autres paramètres, nous arrivons rapidement à un résultat satisfaisant.

2.3.4.2 Les propriétés de l'algorithme

Variation de la fréquence cardiaque

Toutes les approches proposées peuvent prendre en compte une légère fluctuation de la fréquence cardiaque. Pour le FLC et la MA, la fréquence cardiaque, qui peut être mesurée en ligne, est directement utilisée dans le calcul du régresseur. De plus les coefficients de Fourier sont estimés à chaque pas d'échantillonnage à l'aide d'un algorithme avec facteur d'oubli. Pour le filtre auto-régressif, les paramètres peuvent varier si la fréquence du mouvement change, et cela grâce au facteur d'oubli utilisé dans l'estimation. Une modification de l'implémentation de l'algorithme doit être apportée afin de pouvoir traiter un changement de la fréquence cardiaque. L'approche sans modèle est aussi capable de s'adapter à une variation du rythme cardiaque mais avec un temps de réponse plus long. En effet, il faut que la mémoire de stockage (environ dix périodes respiratoires) soit complètement renouvelée afin de pouvoir effectuer des prédictions correctes.

Couplage entre les deux composantes du mouvement

Dans la catégorie des modèles fréquentiels, seule la MA considère un couplage entre les deux composantes du mouvement.

Les approches temporelles ont été introduites afin de dépasser la limitation du FLC qui ne considère aucun couplage. Différents degrés de prise en compte de ce couplage ont été proposés. La contribution la plus significative est sans doute l'approche LPV où une modélisation assez fine est réalisée. Le filtre auto-régressif peut également prendre en compte le couplage si l'ordre du filtre est bien choisi.

Comme elle ne se base sur aucune connaissance *a priori* l'approche sans modèle est tout à fait apte à prendre en compte la dépendance entre les deux composantes du mouvement.

En conclusion, notre méthode basée sur la modulation d'amplitude donne des résultats numériques prometteurs en comparaison avec les autres approches. De plus elle est simple à implémenter et à régler pour un utilisateur désireux de l'intégrer à un schéma de commande prédictif. Par ailleurs, elle tient compte de deux caractéristiques significatives du mouvement du coeur dans un contexte de chirurgie : la variation du rythme cardiaque et le couplage entre les deux composantes du mouvements.

	FLC	AR	LPV	SM	MA
Efficacité	+	-	+	++	++
Simplicité du réglage	++	-	+	+	++
Prise en compte de la variation de la fréquence cardiaque	++	++	-	--	++
Prise en compte du couplage entre les 2 composantes	--	+	++	++	++

TAB. 2.4 – Sommaire de la discussion

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, un ensemble d'expérimentations *in vivo* a, tout d'abord, été mis en place pour caractériser l'interaction entre un stabilisateur et le muscle cardiaque. L'amplitude et le contenu fréquentiel des composantes du torseur caractérisant cette interaction ont été évalués, et un modèle viscoélastique identifié pour la direction prépondérante du mouvement.

Dans un second temps, nous nous sommes intéressés au problème de la prédiction du mouvement cardiaque, afin de pouvoir envisager l'intégration d'une prédiction à la commande d'un stabilisateur actif. Après un état de l'art détaillé des méthodes disponibles dans la littérature, nous avons également proposé un algorithme de prédiction original. Ce dernier se montre performant en comparaison avec les approches existantes.

Il est important de souligner que seule l'extrapolation des amplitudes d'effort au sujet humain nous est nécessaire dans la suite. Ces valeurs vont, en effet, permettre de concevoir un stabilisateur adapté à la morphologie humaine. En revanche, l'évaluation des lois de commandes proposées est réalisée en considérant un sujet porcin, sur lequel nous pouvons réaliser les expérimentations *in vivo*. Le modèle de mouvement cardiaque considéré pour la prédiction devrait être directement utilisable dans le cas d'un sujet humain : nous utilisons en effet des modèles paramétriques qui pourraient être facilement adaptés, et il existe de fortes similarités physiologiques entre un cœur humain et un cœur porcin. L'extrapolation des paramètres du modèle viscoélastique demande quand à elle d'être davantage approfondie.

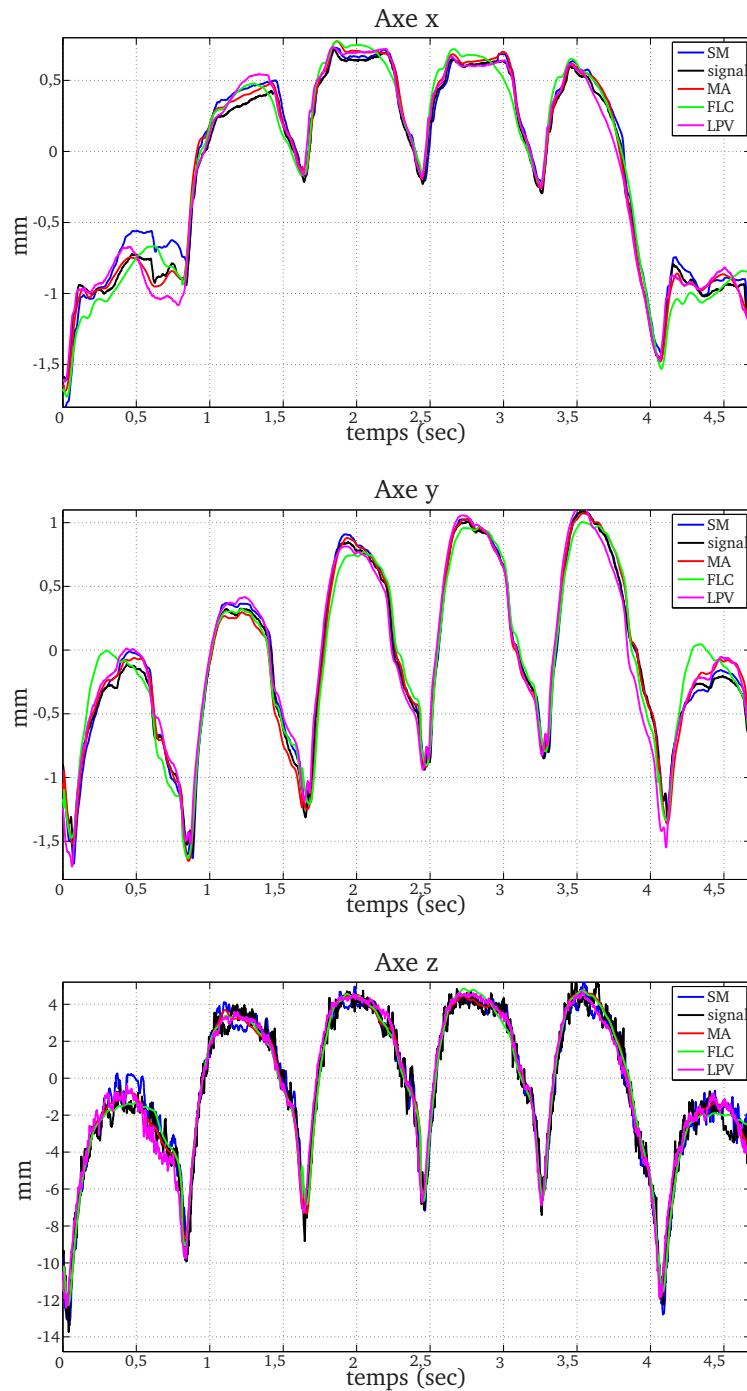


FIG. 2.21 – Prédiction à une période cardiaque dans le futur - Premier jeu de données

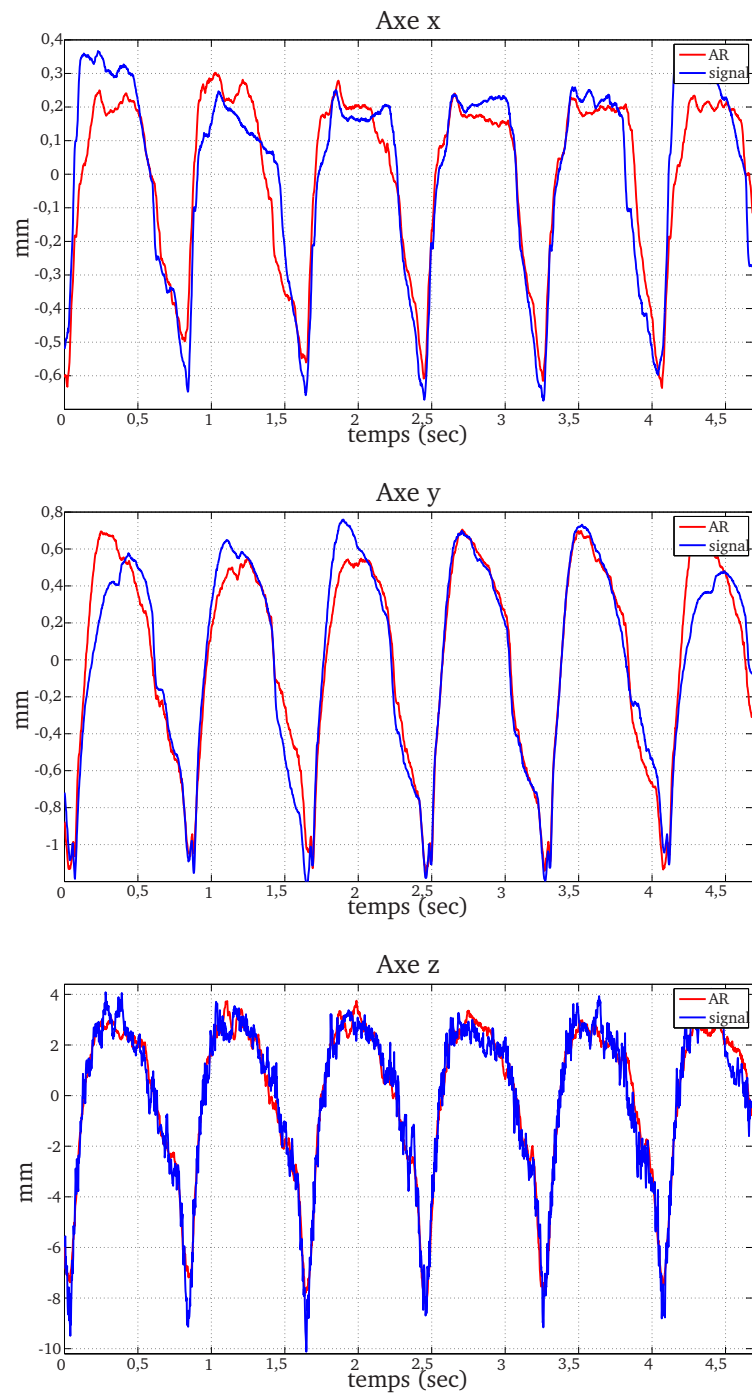


FIG. 2.22 – Prédiction à une période cardiaque dans le futur pour la méthode AR - Premier jeu de données

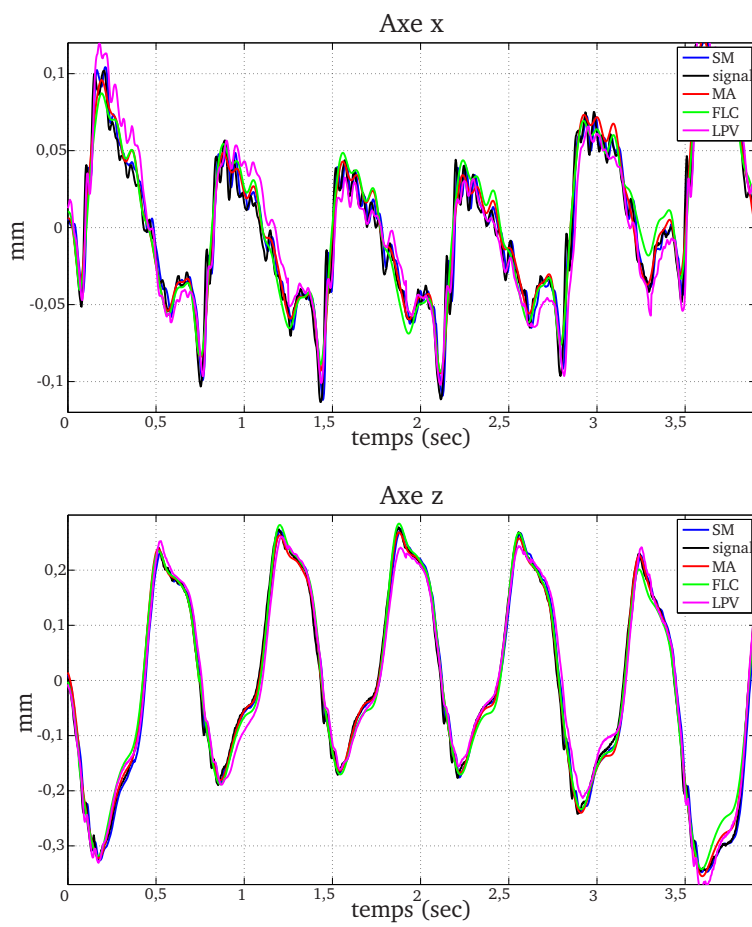


FIG. 2.23 – Prédiction à une période cardiaque dans le futur - Second jeu de données

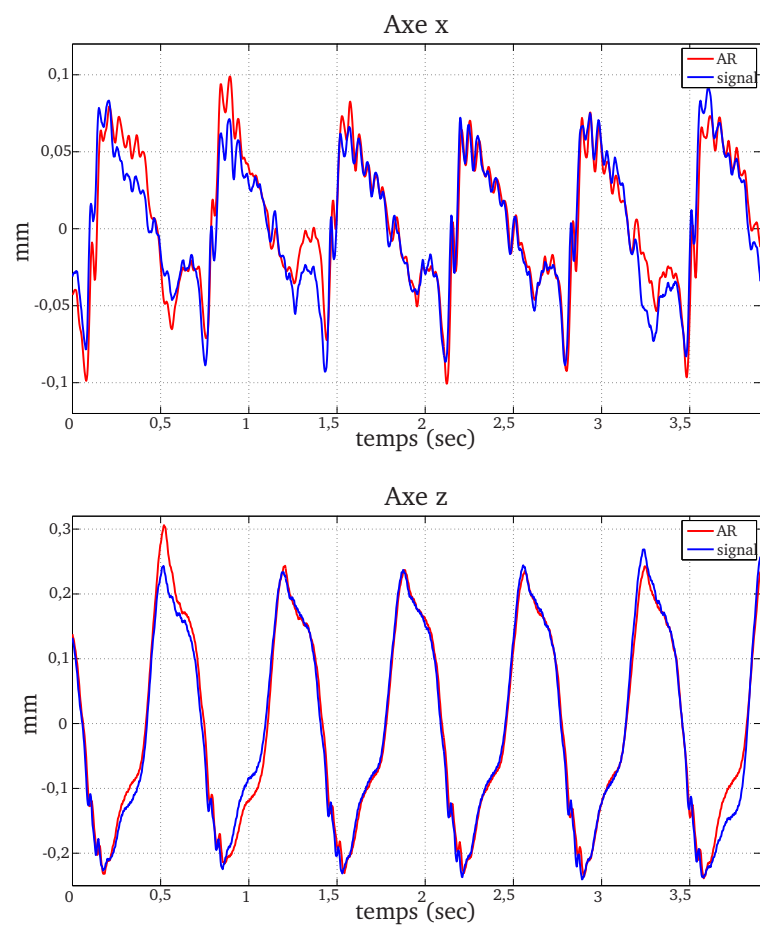


FIG. 2.24 – Prédiction à une période cardiaque dans le futur pour la méthode AR - Second jeu de données

CHAPITRE 3

Conception de stabilisateurs cardiaques actifs

Sommaire

3.1	Contexte de conception	72
3.2	Choix technologiques	73
3.3	Stabilisateur à un degré de liberté : Cardiolock 1	75
3.4	Stabilisateur à deux degrés de liberté : Cardiolock 2	87
3.5	Conclusion	104

Un stabilisateur passif totalement endoscopique, tel que celui évalué dans le chapitre précédent, présente un mouvement résiduel important, et incompatible avec la précision requise par un pontage coronarien. Sa géométrie peut notamment expliquer ce constat : un stabilisateur totalement endoscopique se présente sous la forme d'une tige de 250mm de longueur, et de diamètre n'excédant pas 10 mm. La longueur de la tige permet d'atteindre toute surface du myocarde à partir du point d'insertion subxiphoidal, et son diamètre est imposé par la contrainte de passage par le trocart. Un simple calcul de résistance des matériaux montre alors qu'en considérant la tige pleine, et encastrée dans un support parfaitement rigide, son extrémité aura un déplacement égal à 0,4mm sous l'effet d'un effort cardiaque de 7N (cf. Chapitre 2). Les déplacements de l'extrémité du stabilisateur sont en réalité supérieurs, car d'une part sa structure est tubulaire, pour permettre le passage des tubes d'aspiration et d'irrigation de la surface du cœur, et d'autre part le support de fixation du stabilisateur n'est pas parfaitement rigide.

En conséquence, il s'agit dans ce chapitre de proposer une structure active, dénommée Cardiolock⁴, permettant de compenser les déformations inhérentes à la géométrie du dispositif. Dans la suite, nous proposons en fait successivement deux structures : la première a pour objectif la validation du principe de stabilisation active, et la deuxième de proposer une structure adaptée à la chirurgie sur sujet humain.

⁴qui fait l'objet du dépôt de brevet PCT-FR08-050074

3.1 Contexte de conception

Les stabilisateurs actifs que nous proposons reposent sur une structure commune. Ils sont ainsi composés d'une tige dont l'extrémité distale est liée au myocarde, à l'instar des stabilisateurs passifs. Un étage d'actionnement assure par ailleurs le positionnement de la tige pour compenser les mouvements résiduels estimés.

Ce choix présente, à notre sens, deux intérêts. D'une part, nous allons ainsi éviter d'introduire des éléments actifs à l'intérieur du corps du patient, ce qui est appréciable sur le plan de la sécurité du dispositif. D'autre part, il facilite la maîtrise de la stérilisation du mécanisme. En effet, avec l'architecture proposée, la tige qui a vocation à pénétrer à l'intérieur du corps du patient peut être stérilisée par un moyen conventionnel comme le passage en autoclave, alors que l'étage d'actionnement, situé à l'extérieur du corps du patient, peut être placé dans une chaussette stérile.

Notre analyse du torseur d'action mécanique exercé par le cœur sur un stabilisateur nous a montré que les couples peuvent être négligés alors que les efforts sont significatifs, notamment dans l'axe postérieur-antérieur. En terme de déformation de la tige du stabilisateur, seuls les efforts dans les directions perpendiculaires à la tige ont une influence notable : le déplacement selon l'axe de la tige, correspondant à une sollicitation en traction-compression, est négligeable. Ces efforts sont également ceux qui vont créer des couples importants sur la base du stabilisateur, au niveau de sa fixation sur un porteur. Nous considérons donc dans la suite que pour assurer la stabilisation de la surface du cœur l'étage d'actionnement doit être un mécanisme présentant deux degrés de liberté en translation au niveau de l'extrémité de la tige.

Étant donnée la faible amplitude des déplacements à compenser, de l'ordre de quelques millimètres, et le bras de levier dont nous disposons entre le trocart et l'extrémité du stabilisateur, nous allons de plus considérer que les mobilités de l'étage d'actionnement peuvent être des rotations.

Notre dispositif doit présenter une dynamique importante. En effet le contenu fréquentiel du mouvement du cœur peut s'étendre jusqu'à une vingtaine de Hz. De plus l'accélération du myocarde peut atteindre 10 ms^{-2} lorsque son mouvement est libre, et $0,25 \text{ ms}^{-2}$ lorsqu'un stabilisateur contraint son déplacement.

A notre sens, le stabilisateur actif doit enfin disposer d'un centre de rotation déporté (Remote Center of Motion). Généralement le RCM est utilisé pour un robot médical afin de gérer la contrainte cinématique que représente le trocart, et éviter de blesser le patient. Dans notre cas, la faible amplitude des déplacements du dispositif ne représente pas un danger pour le patient. En revanche, le trocart, situé au niveau du subxiphœide, est sujet à des déplacements provoqués par la respiration qui peuvent atteindre 5 mm d'amplitude [Hostettler06]. Ces déplacements vont induire des efforts sur la tige du stabilisateur au niveau de son point d'entrée. Nous devrions pouvoir concevoir un mécanisme dont la rigidité nous permet de négliger les déplacements induits par ces efforts. En revanche, si les mobilités en rotation du stabilisateur actif ne sont pas effectuées autour du point d'entrée, les efforts sur la tige dus à la respiration vont par ailleurs induire des couples venant perturber la commande du dispositif. L'utilisation d'un mécanisme de type RCM, autorisant le placement du centre de rotation au niveau du trocart, permet de minimiser l'influence sur la commande de l'interaction trocart/stabilisateur.

Dans ce travail, nous ne considérerons pas le problème de la conception des doigts de stabilisation, qui doivent présenter des mobilités en rotation pour s'adapter, dans une phase initiale de positionnement, à la morphologie de la surface à stabiliser.

3.2 Choix technologiques

Les stabilisateurs actifs proposés reposent sur l'utilisation de technologies communes, à savoir l'emploi de mécanismes compliants, et d'un actionnement piézoélectrique.

3.2.1 Mécanismes compliants

Nous avons choisi d'adopter des liaisons compliantes pour réaliser les articulations des dispositifs. Ces liaisons sont obtenues par affaiblissement de matière, différentes géométries étant connues pour réaliser des mobilités élémentaires en rotation ou en translation [Trease04].

Notre choix est motivé par l'absence de jeu lors de l'utilisation de liaisons compliantes. En effet, la précision requise pour notre application, et l'importance du bras de levier entre l'étage d'actionnement et le site d'intérêt rendent notre tolérance aux jeux de fonctionnement quasi-nulle. Notons que ce type de liaisons présente bien entendu des limitations, comme par exemple la faible amplitude des déplacements permise par la limite d'élasticité des matériaux.

Plusieurs approches sont possibles pour l'analyse et la synthèse de mécanismes compliants [Niezrecki01, Dziedzick01, Trease06]. L'approche PRBM (Pseudo Rigid Body Model) [Howell01] est particulièrement intéressante dans le cadre de la robotique : Ce formalisme permet d'analyser les mécanismes compliants en utilisant les outils classiques d'analyse de systèmes de corps rigides, les liaisons compliantes étant modélisées comme des liaisons parfaites associées en parallèle à des ressorts décrivant leur élasticité.

Les mécanismes compliants sont d'ores et déjà largement utilisés dans des applications nécessitant des grandes précisions comme la micromanipulation [Xu06], ou encore les interfaces haptiques [Gillespie08]. Plusieurs instruments chirurgicaux robotisés ont également recours à cette technologie [Savall06, Huang06, Choi05].

3.2.2 Actionnement piézoélectrique

Un matériau piézoélectrique a la propriété de se déformer lorsqu'il est soumis à champ électrique. On parle alors d'effet piézoélectrique inverse. L'effet piézoélectrique consiste lui en la génération d'une tension électrique par le matériau piézoélectrique lorsqu'il est soumis à des contraintes mécaniques.

L'effet piézoélectrique inverse est utilisé pour réaliser des actionneurs. Nous ne parlerons pas des actionneurs rotatifs basés sur l'utilisation de stators piézoélectriques, mis en résonance et induisant par friction le mouvement d'un rotor par la génération d'une onde progressive. Nous nous focalisons sur les actionneurs linéaires consistant en un empilement de céramiques piézoélectriques minces, formant un empilement. Ce dernier vise à amplifier le mouvement généré

par chaque céramique.

L'inconvénient majeur de ces actionneurs est la faible amplitude du déplacement disponible. Plusieurs architectures amplificatrices ont par conséquent été proposées pour palier cette lacune [Niezrecki01]. Un deuxième inconvénient est l'hystérésis que laisse apparaître le matériau piézoélectrique.

L'avantage des actionneurs piézoélectriques linéaires réside dans l'absence de jeu lors de leur fonctionnement. De plus, ils offrent une résolution de déplacement qui n'est limitée que par le convertisseur numérique-analogique servant à les piloter. Ce type d'actionneurs délivre également des efforts conséquents, et possède un temps de réponse très court.

Dans le cadre de ce travail, nous utilisons des actionneurs linéaires de chez Cedrat Technologies, qui intègrent déjà d'une structure amplificatrice. Notre choix s'est porté plus particulièrement sur l'actionneur APA120ML (Fig. 3.1) qui présente un bon compromis entre l'effort délivré, la course disponible et l'encombrement. Nous reviendrons sur ce choix lors du dimensionnement des dispositifs.

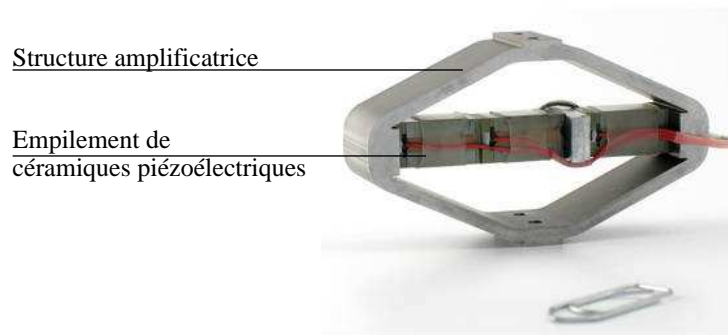


FIG. 3.1 – Actionneur piézoélectrique Cedrat APA120ML

Comme tout actionneur de ce type, l'APA120ML présente une boucle d'hystérésis (Fig. 3.2). Cet effet indésirable est ici éliminé (Fig. 3.3) grâce à une boucle d'asservissement locale analogique de type Proportionnel-Intégral basée sur une mesure du déplacement fournie par une jauge de contraintes. Si un simple correcteur à boucle de rétroaction ne suffit pas, d'autres méthodes de commande incluant une modélisation de l'hystérésis, par un terme de feedforward, peuvent être envisagées [Hughes95, Ge97, Song05].

Le comportement d'un actionneur piézoélectrique dépend de la raideur k_s de la structure qu'il actionne. On distingue deux cas :

- k_s est du même ordre de grandeur que k_p , la raideur de l'actionneur piézoélectrique

Dans ce cas, l'actionneur peut effectuer un déplacement d'amplitude maximale u_p , et dans

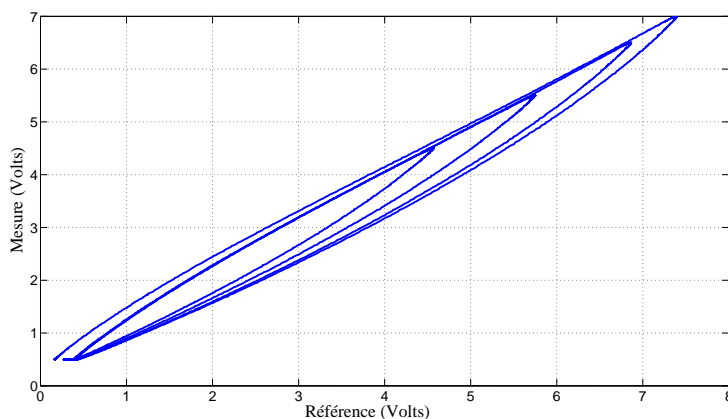


FIG. 3.2 – Boucle d’hystérésis de l’actionneur Cedrat APA120ML

le même temps exercer une force f_p :

$$\begin{cases} u_p &= u_{p0} \left(\frac{k_p}{k_p + k_s} \right) \\ f_p &= k_p u_{p0} \left(1 - \frac{k_p}{k_p + k_s} \right) \end{cases}$$

avec u_{p0} la course à vide de l’actionneur.

– k_s est très petit devant k_p

Dans ce cas, on peut considérer que l’actionneur est chargé par une force constante f_s . Si f_s est inférieure à la force maximale que peut délivrer l’actionneur, la courbe de déplacement en fonction de la tension est décalée de $\nu = \frac{F_s}{k_s}$, mais la course reste inchangée.

Les deux types de comportement sont décrits par le modèle suivant, exprimant l’effort que peut délivrer l’actionneur en fonction de la tension de commande V et de son déplacement :

$$f_p = NV - k_p u_p \quad (3.1)$$

où N est une caractéristique de l’actionneur piézoélectrique.

3.3 Stabilisateur à un degré de liberté : Cardiolock 1

Dans cette section, nous proposons un stabilisateur à un degré de liberté, permettant de compenser les déplacements cardiaques résiduels dans la direction principale du mouvement cardiaque.

Cette première version du stabilisateur actif Cardiolock a pour objectif de démontrer la faisabilité du principe de compensation active. La cinématique adoptée est donc simple, et ne comprend pas de RCM. De plus, le dimensionnement est réalisé pour uniquement compenser les mouvements de la surface d’un cœur porcine : la structure n’a pas vocation à être employée chez un

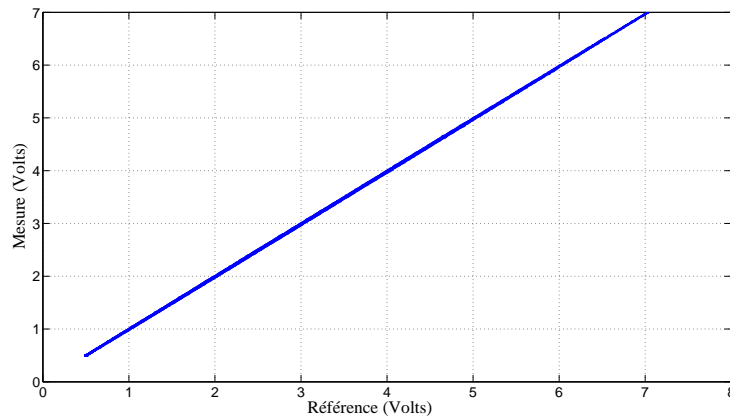


FIG. 3.3 – Suppression de l'hystérésis par intégration d'une boucle locale d'asservissement

sujet humain.

3.3.1 Choix de la cinématique

Comme nous disposons d'un actionneur piézoélectrique linéaire et que nous souhaitons réaliser un mouvement de rotation de la tige du stabilisateur, nous devons choisir dans un premier temps la cinématique du mécanisme de transformation de mouvement nécessaire. Plusieurs solutions classiques existent pour réaliser une telle transformation. Nous pouvons citer à titre d'exemple les systèmes vis-écrou, pignon-crémaillère, câble-poulie ou bielle-manivelle. Nous considérons cette dernière solution, du fait de sa simplicité, et de la possibilité de réaliser un mécanisme compliant équivalent.

Etant données les faibles amplitudes entrant en jeu, nous pouvons penser qu'il est possible de passer outre les règles habituelles de conception de mécanismes, et proposer une solution qui présente une incompatibilité cinématique comme celle décrite par le schéma de gauche de la figure 3.4 : l'actionneur tire sur une bielle qui provoque un mouvement de rotation au niveau de la liaison pivot séparant la tige du bâti. Une telle solution est possible, mais elle augmente les contraintes dans le mécanisme. A titre de comparaison, pour des mécanismes de performances semblables, les contraintes de Von Mises obtenues par simulation varient entre $[-57, 20]$ MPa dans le cas d'une incompatibilité cinématique et $[-27, 20]$ MPa dans le cas d'une cinématique de type bielle-manivelle. De plus, ne pas utiliser cette dernière implique le chargement de l'actionneur dans une direction autre que son axe de déplacement. Ceci peut endommager l'empilement de céramiques piézoélectriques de l'actionneur.

Deux choix restent à réaliser avant de faire la synthèse géométrique du mécanisme. Le premier concerne la position de l'actionneur. Le choix le plus judicieux est certainement de le fixer au bâti : cela limite les masses en mouvement, qui vont détériorer les performances dynamiques du mécanisme. Sur la figure 3.5, nous considérons deux possibilités de positionnement de l'actionneur : la première correspond à la solution adoptée, et la seconde illustre une autre solution

où l'actionneur est situé entre les deux liaisons pivots composant la bielle. Une analyse modale par méthode des éléments finis montre que les fréquences propres sont donc abaissées, avec par exemple une deuxième fréquence propre passant de 420 Hz à 395 Hz si l'actionneur n'est pas solidaire du bâti.

Le deuxième choix concerne la position des liaisons pivots du mécanisme. Nous évitons les configurations comme celle représentée sur la figure 3.6, car l'actionneur est sollicité dans une direction autre que son axe de déplacement.

La figure 3.7 présente donc la modélisation par approche PRBM de la cinématique retenue pour Cardiolock 1. Pour bien expliciter le principe du dispositif de stabilisation, la figure 3.8 montre de manière séquentielle la compensation du mouvement cardiaque. En contact avec la surface du cœur, le stabilisateur subit des efforts au niveau des doigts d'aspiration. Ces efforts entraînent la déflexion de la tige et l'apparition de mouvements résiduels. Grâce à une mesure extéroceptive de la position de l'extrémité de la tige, on commande la position de l'actionneur pour modifier la géométrie de la chaîne fermée que constitue le système bielle-manivelle, et rejeter ainsi l'effet de la perturbation.

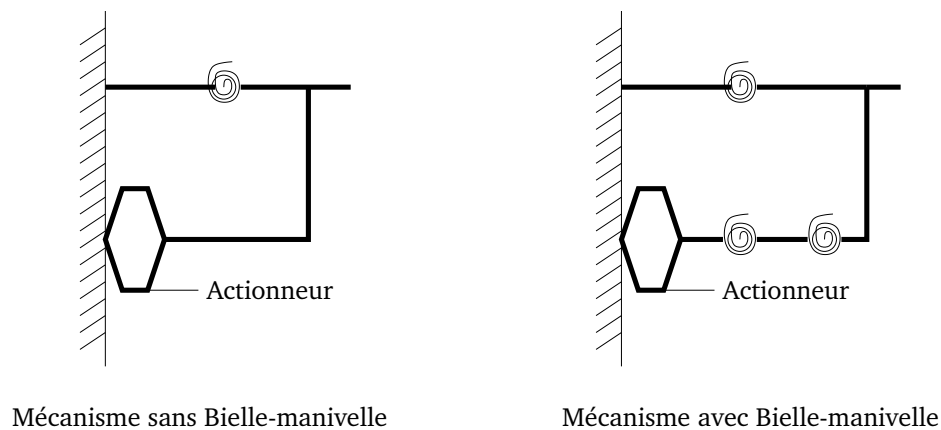


FIG. 3.4 – Choix de la cinématique du Cardiolock 1

3.3.2 Dimensionnement

Une fois la cinématique choisie, il nous reste maintenant à choisir les dimensions des différents éléments. La tige est cylindrique, de longueur 300 mm pour pouvoir atteindre toute surface du cœur à partir du point d'insertion, et de diamètre $d = 10$ mm pour rester compatible avec une approche totalement endoscopique. La bielle et la manivelle sont choisies comme étant également des pièces cylindriques, de diamètre 10 mm. Ce choix facilite l'usinage des pièces. Les dimensions restant à déterminer sont donc d_2 , la longueur de la bielle, d_1 et e les longueurs des pièces formant la manivelle.

Pour les liaisons pivots compliantes, nous avons choisi d'adopter des liaisons à col circulaire, avec une épaisseur minimale h à déterminer. Les variables de dimensionnement sont donc finalement (d_1, d_2, h, e) .

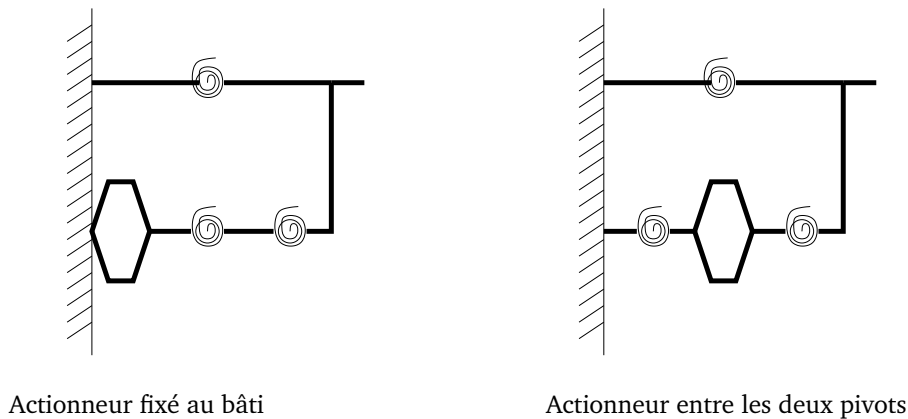


FIG. 3.5 – Choix de la position de l'actionneur

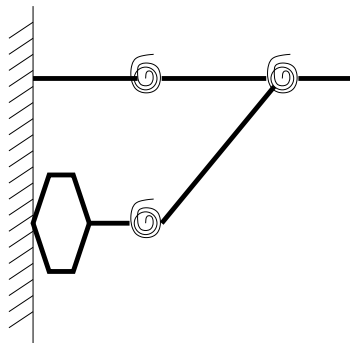


FIG. 3.6 – Choix de la disposition des liaisons pivots

Pour cette version du stabilisateur, nous allons privilégier le deuxième mode du fonctionnement de l'actionneur présenté en section 3.2.2, qui permet de disposer de la course maximale de l'actionneur, même en présence de la charge cardiaque. Pour ce faire, il faut que la raideur de l'actionneur soit très supérieure à celle du système bielle-manivelle et de la tige. En utilisant le formalisme PRBM, nous pouvons approcher la raideur équivalente en face de l'actionneur piézoélectrique par :

$$k_{eq} = 2 \frac{K_r}{d_1^2} \left(-\frac{e}{d_2} + \frac{e^2}{d_2^2} + 1 \right) \quad (3.2)$$

Nous imposons donc la contrainte suivante pour pouvoir négliger cette raideur en comparaison avec la raideur k_p de l'actionneur piézoélectrique :

$$k_{eq} \leq 0.1k_p \quad (3.3)$$

Trois autres contraintes interviennent dans le choix des dimensions :

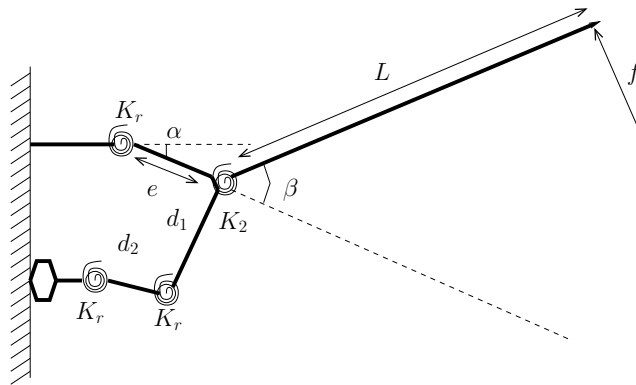


FIG. 3.7 – Schématisation par approche PRBM de la cinématique retenue

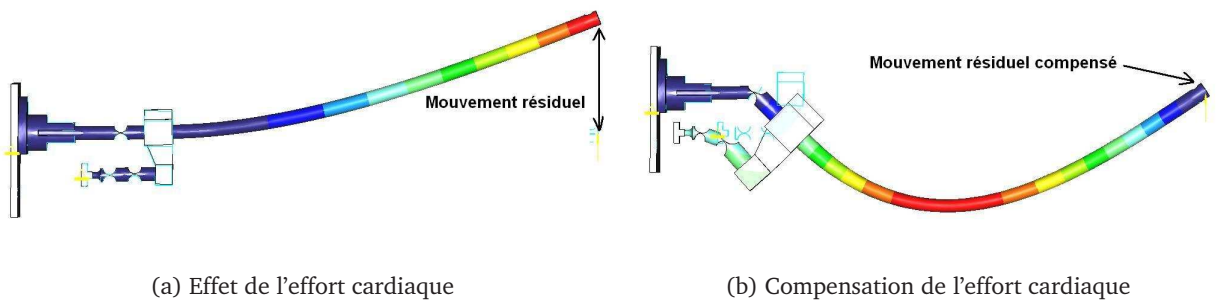


FIG. 3.8 – Illustration du principe de la compensation (déplacements amplifiés pour la représentation)

- une contrainte géométrique : La course de l'actionneur doit suffire à compenser le mouvement provoqué par l'effort cardiaque ;
- une contrainte d'équilibre statique : La force de l'actionneur doit pouvoir compenser la force appliquée sur l'extrémité du stabilisateur par le cœur ainsi que les moments de rappel des ressorts de torsion modélisant l'élasticité des liaisons pivots compliantes. Nous analyserons le comportement dynamique durant la validation du dimensionnement ;
- une contrainte de fatigue du matériau : Il faut veiller à ce que les contraintes dans les matériaux soient en deçà de la limite de fatigue du matériau [Ashby07].

Si nous considérons que la tige est encastree dans la manivelle, le déplacement a provoqué par l'effort cardiaque f_c , est obtenu en exprimant le comportement en flexion de la tige :

$$a = \frac{f_c L^3}{3EI} \quad (3.4)$$

où E est le module d'élasticité du matériau de la tige et I le moment quadratique de cette dernière.

En considérant des petits déplacements, la rotation de la manivelle nécessaire à la compensation

du déplacement a peut être alors écrite comme suit :

$$\alpha^* = \frac{f_c L^3}{3(L+e)EI} \quad (3.5)$$

Le modèle géométrique inverse du système bielle-manivelle, exprimant le déplacement de l'actionneur u en fonction de l'angle de rotation de la manivelle α s'exprime sous la forme suivante :

$$u_p(\alpha) = d_1 \sin(\alpha) + e(1 - \cos(\alpha)) + d_2 \left(\left(1 - \left(\frac{d_1(\cos(\alpha) - 1) + e \sin(\alpha)}{d_2} \right)^2 \right)^{\frac{1}{2}} - 1 \right) \quad (3.6)$$

Avec ce modèle, nous pouvons exprimer la contrainte géométrique de la façon suivante :

$$u_p(\alpha^*) \leq 130 \mu\text{m} \quad (3.7)$$

pour l'actionneur APA120ML.

Quand le déplacement de l'extrémité du stabilisateur provoqué par l'effort cardiaque est compensé, il faut qu'il y ait équilibre statique entre l'effort cardiaque et celui délivré par l'actionneur piézoélectrique. En écrivant les équations d'équilibre statique pour chacun des éléments du mécanisme, nous pouvons établir l'expression de la force f_p nécessaire du côté de l'actionneur, s'exprimant en fonction de la rotation α de la manivelle de la manière suivante, par approximation au premier ordre :

$$f_p(\alpha) = f_c \frac{e+L}{d_1} + \left(f_c \frac{(L+e)(-d_2+e)e}{d_2 d_1^2} \right) \alpha + \left(2 \frac{K_r}{d_1} \left(-\frac{e}{d_2} + \frac{e^2}{d_2^2} + 1 \right) \right) \alpha \quad (3.8)$$

avec K_r la raideur en torsion modélisant l'élasticité des des articulations pivots [Pham02].

Nous pouvons ainsi définir la contrainte de l'équilibre statique de la façon suivante :

$$f_p(\alpha^*) \leq 1400 \text{ N} \quad (3.9)$$

pour l'actionneur APA120ML.

Des contraintes apparaissent dans le mécanisme, sous l'effet de la sollicitation cardiaque et de l'effort de l'actionneur. Les valeurs maximales de ces contraintes apparaissent au niveau des liaisons compliantes. La contrainte maximale pour une articulation i peut être exprimée de la façon suivante [Pham02] :

$$\sigma_{maxi} = \frac{Mh}{2J_i} \quad (3.10)$$

avec M le moment appliqué sur la liaison, qui dépend de la force cardiaque et de l'effort de l'actionneur nécessaire à la compensation, h son épaisseur minimale, et J_i le moment quadratique de la plus petite section de la $i^{\text{ème}}$ liaison.

Les dernières contraintes de conception peuvent donc être formulées ainsi :

$$\sigma_{maxi} \leq 100 \text{ MPa}, i \in [1, 3] \quad (3.11)$$

pour le matériau considéré, un acier inoxydable 316L.

Afin d'obtenir un jeu de paramètres géométriques respectant l'ensemble des contraintes énoncées, nous avons effectué une minimisation de K_r sous les contraintes données par (3.2), (3.11), (3.7) et (3.9). Cette procédure nous permet d'assurer le respect simultané de l'ensemble des contraintes. La géométrie finalement sélectionnée est définie par : $h = 0.5 \text{ mm}$, $e = 10 \text{ mm}$, $d_1 = 30 \text{ mm}$ et $d_2 = 18 \text{ mm}$.

3.3.3 Analyse du comportement

3.3.3.1 Description

Comme exposé précédemment, Cardiolock 1 comprend finalement deux parties distinctes (Fig. 3.9). La première comprend le système d'actionnement, *i.e.* le mécanisme de transformation de mouvement et l'actionneur piézoélectrique.

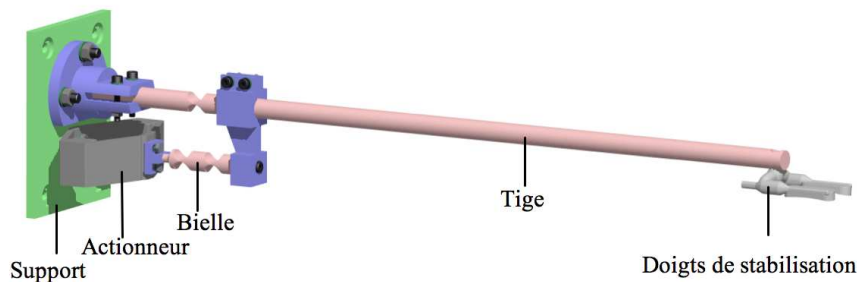


FIG. 3.9 – Vue générale CAO du dispositif Cardiolock 1

La deuxième partie comprend la tige du stabilisateur devant approcher le cœur, avec à son extrémité les doigts de stabilisation. Cette partie est passive et dépourvue de capteur.

3.3.3.2 Rigidité équivalente pour le pilotage de l'actionneur

Une simulation par éléments finis nous permet d'évaluer la rigidité du ressort équivalent agissant contre l'actionneur. Cette rigidité a été considérée faible devant celle de l'actionneur, en introduisant explicitement la contrainte dans le choix des paramètres géométriques. La simulation montre qu'effectivement nous obtenons une structure qui ne va pas modifier le comportement de l'actionneur en terme de déplacement atteignable : la rigidité estimée est égale à $0,02\text{N}/\mu\text{m}$, à comparer à la raideur de l'actionneur sélectionné, égale à $10,8\text{N}/\mu\text{m}$.

3.3.3.3 Espace de travail accessible

L'amplitude de déplacement de l'extrémité du stabilisateur évaluée numériquement est égale à 1,47mm pour un déplacement de l'actionneur égal à $130\mu\text{m}$, en l'absence d'effort cardiaque. Cette amplitude est tout à fait compatible avec la valeur analytique que l'on peut estimer, à partir d'un simple modèle cinématique, égale à 1,48mm.

3.3.3.4 Compensation des mouvements résiduels - Analyse statique

Le mécanisme est représenté sur la figure 3.10, en imposant au niveau de l'actionneur un déplacement égal à sa course maximale, et un effort à l'extrémité du stabilisateur égal à 4N. Nous pouvons remarquer que le déplacement de la tige est supérieur à ce qui est nécessaire pour simplement annuler le mouvement résiduel. La "marge" de compensation est égale à 1,02mm.

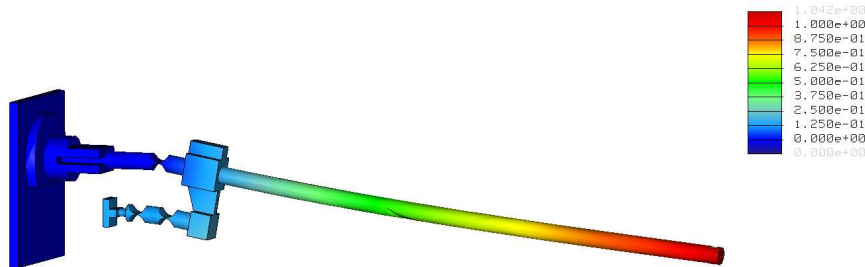


FIG. 3.10 – Déplacements du stabilisateur en imposant la course maximale à l'actionneur et un effort de 4N en bout. Déplacements amplifiés sur la figure, exprimés en mm sur la légende.

3.3.3.5 Analyse dynamique

L'analyse modale du dispositif montre que les quatre premiers modes propres se produisent à des fréquences égales à 46,6 Hz, 66,3 Hz, 294,2 Hz et 370,7 Hz. Les formes propres associées sont décrites dans le tableau 3.1.

Pour vérifier que le système possède des propriétés dynamiques suffisantes, nous devrions prendre en compte simultanément son comportement dynamique, celui du cœur et la stratégie de commande adoptée. Nous simplifions ici l'analyse en considérant, dans un premier temps, que la tige du stabilisateur est parfaitement rigide. Nous considérons que les capacités dynamiques du dispositif sont suffisantes s'il est possible d'obtenir une accélération instantanée de l'extrémité de la tige égale à 1 g lorsque cette dernière est déplacée d'une grandeur correspondant à la déflection à compenser et subit un effort cardiaque de 4 N. Notons que la valeur de l'accélération choisie correspond à celle de la surface libre d'un cœur, ce qui rend les performances que nous allons obtenir assez conservatives.

En première approximation, nous pouvons approcher notre système par une tige rigide d'inertie I et de longueur L , effectuant une rotation d'un angle θ par rapport au bâti. Cette tige est actionnée par un moment moteur égal à $f_p d_1$, générée par l'actionneur piézoélectrique. Un moment de charge est en même temps créé par l'effort cardiaque f_c appliqué à l'extrémité de la tige. Nous pouvons alors écrire

$$I\ddot{\theta} = f_p d_1 - f_c L \quad (3.12)$$

Par ailleurs θ , l'angle de rotation de la tige, est liée au déplacement de l'actionneur par :

$$\theta = \frac{u_p}{d_1} = \frac{u_e}{L} \quad (3.13)$$

L'effort délivré par l'actionneur peut être décrit, en deçà de sa fréquence de résonance, par :

$$f_p = NV - K_p u_p \quad (3.14)$$

avec N la caractéristique de l'actionneur, V sa tension d'alimentation.

En injectant l'équation (3.14) et le deuxième terme de (3.13) dans (3.12), nous obtenons une relation entre l'accélération de l'extrémité de la tige \ddot{u}_e et le déplacement de l'actionneur u_p . Cette relation dépend naturellement de la force cardiaque appliquée f_c , de l'inertie du système I et de la caractéristique de l'actionneur. Si l'on impose dans cette équation $\ddot{u}_e = 1g$ et $f_c = 4N$, nous pouvons obtenir l'espace de travail opérationnel : $u_e \in [0; 0,67]$ mm. Au delà, l'actionneur ne peut plus fournir l'effort requis pour obtenir l'accélération considérée nécessaire au bout du dispositif. Le déplacement de l'extrémité de la tige, dû à la flexion de cette dernière, est égal à 0,47 mm pour un effort cardiaque de 4 N. Nous pouvons donc conclure que la stabilisation peut être réalisée de manière satisfaisante.

3.3.3.6 Fatigue du mécanisme

En considérant l'application simultanée du déplacement maximal de l'actionneur et d'un effort cardiaque de 4N, la contrainte maximale de Von Mises est égale à 125MPa (Fig. 3.11). Ce niveau de contrainte est légèrement supérieur à la valeur imposée lors du dimensionnement. L'écart provient de l'expression simplifiée de la contrainte alors utilisée, et la valeur obtenue par simulation reste tolérable.

3.3.4 Validation expérimentale

3.3.4.1 Réalisation

Les liaisons compliantes du mécanisme ont été réalisées par usinage sur centre d'usinage à commande numérique. Le dispositif après assemblage, avec le dispositif expérimental d'évaluation, est représenté en figures 3.12 et 3.13.

3.3.4.2 Espace de travail

La caméra rapide destinée à l'évaluation pour la commande des déplacements de l'extrémité de la tige du stabilisateur a tout d'abord été utilisée pour évaluer, en l'absence de perturbation,

Numéro du mode	Fréquence	Description du mode
1	46,6Hz	Premier mode latéral de la poutre avec contribution du mécanisme de transformation de mouvement
2	66,3Hz	Premier mode vertical de la poutre avec contribution du mécanisme de transformation de mouvement
3	294,2Hz	Deuxième mode latéral de la poutre avec contribution du mécanisme de transformation de mouvement
4	370,7Hz	Deuxième mode vertical de la poutre avec contribution du mécanisme de transformation de mouvement

TAB. 3.1 – Description des quatre premiers modes propres de Cardiolock 1.

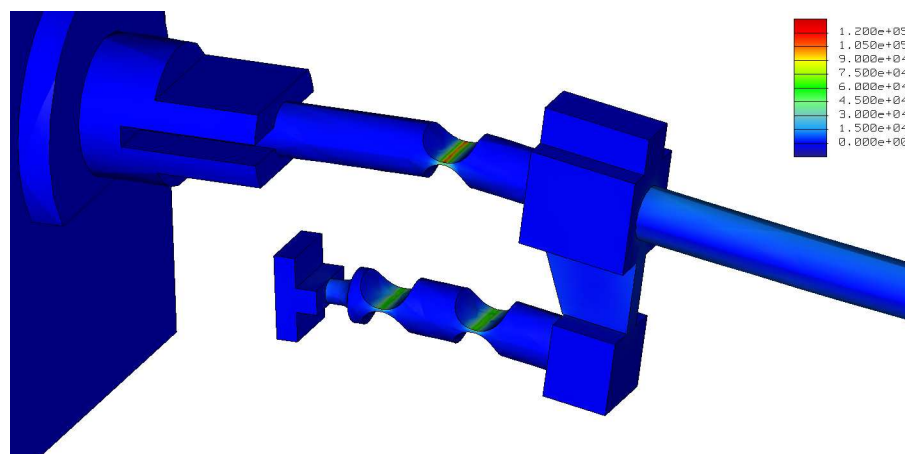


FIG. 3.11 – Contrainte de Von Mises dans le mécanisme, en imposant la course maximale à l'actionneur et un effort de 4N en bout. Contraintes exprimées en kPa sur la légende.

le déplacement accessible grâce à l'actionneur piézoélectrique. Du fait de l'optique utilisée, l'actionneur n'a pu être commandé sur l'ensemble de sa plage de fonctionnement, l'espace de travail étant trop grand par rapport au déplacement mesurable par vision. Sur la figure 3.14, nous pouvons visualiser l'amplitude du déplacement du marqueur situé à l'extrémité du stabilisateur pour une tension de commande évoluant entre -1V et 5,5V.

Remarquons la linéarité du déplacement obtenu en fonction de la tension de commande. Par extrapolation, il est possible alors d'estimer l'amplitude de déplacement accessible, à savoir finalement 1,39mm. Cette valeur est à comparer à celle estimée par simulation numérique, égale à 1,47mm : la différence est de l'ordre de 6%.

3.3.4.3 Rigidité

Par application d'une masse connue, nous pouvons évaluer la rigidité du dispositif, définie comme le rapport entre effort et déplacement à l'extrémité de la tige du stabilisateur. En l'absence d'asservissement de l'actionneur, nous identifions une raideur égale à 6,45N/mm. La mise en route de la boucle locale d'asservissement de l'actionneur permet de diminuer les déplacements de ce dernier, et l'on constate logiquement une légère augmentation de la raideur, avec une valeur dans ce cas égale à 6,56N/mm.

Ces valeurs sont sensiblement différentes de celles identifiées par simulation numérique. Dans ce cas, la rigidité attendue du dispositif est égale à 8,33N/mm en l'absence de contrôle de l'actionneur, et 8,78N/mm avec la boucle locale d'asservissement. Des mesures complémentaires sur le dispositif ont montré que des flexibilités non prises en compte dans la simulation existent au niveau du support sur lequel Cardiolock est installé. Ceci montre qu'il est nécessaire de majorer les capacités de compensation du dispositif pour parvenir à supprimer les mouvements résiduels dûs à des flexibilités en amont du dispositif. Cet aspect sera également pris en compte dans la suite pour le deuxième dispositif. Dans le cas de Cardiolock 1 nous constatons que nous disposons d'une marge de manœuvre suffisante.

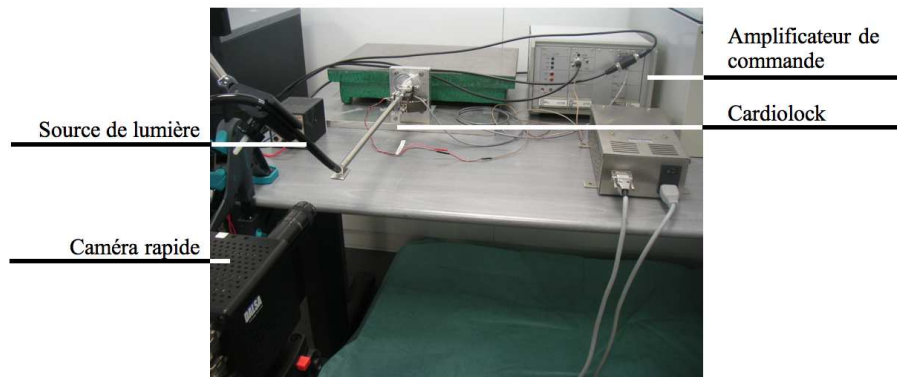


FIG. 3.12 – Vue générale du dispositif Cardiolock 1 sur son banc d'évaluation

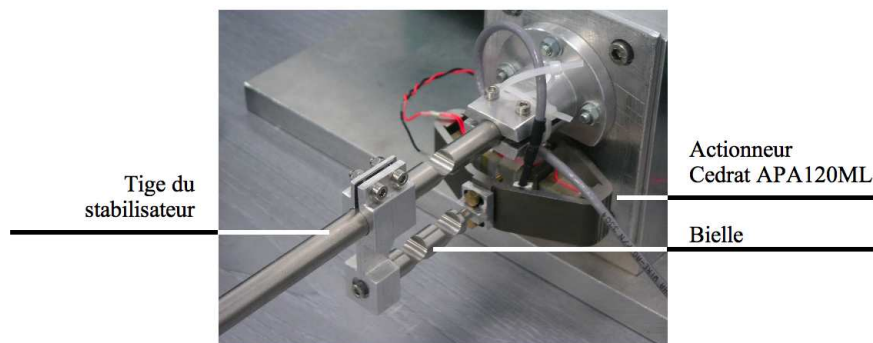


FIG. 3.13 – Zoom sur le mécanisme de transformation de mouvement

3.3.4.4 Analyse modale

Une analyse fréquentielle du dispositif a été réalisée, en utilisant l'actionneur piézoélectrique comme source d'excitation. Les diagrammes de Bode obtenus, qui seront analysés dans le chapitre suivant, montrent l'existence d'une résonance dans le sens du déplacement contrôlé de l'extrémité du stabilisateur à une fréquence égale à 59Hz, et une résonance dans la direction latérale à 40Hz.

Les valeurs initialement estimées par simulation numérique sont sensiblement différentes : les deux premiers modes identifiés ont les mêmes formes propres, mais se produisent à des fréquences de 46,7 et 68,7Hz. L'écart existant sur le deuxième mode peut s'expliquer *a posteriori* par l'analyse de la sensibilité du dispositif à la qualité des liaisons au niveau de la bielle du mécanisme. Cette pièce possède des surfaces de contact de faible taille, notamment au niveau de sa liaison avec l'actionneur. Lorsque l'on évalue numériquement les modes propres de la structure en modifiant d'1 mm le diamètre nominal de la surface de contact à cet endroit, on déplace

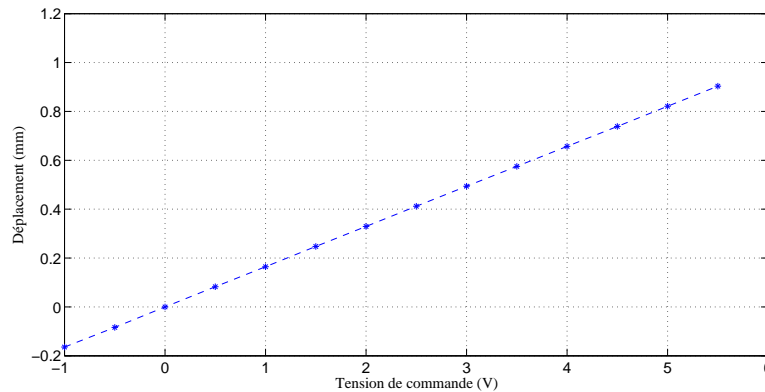


FIG. 3.14 – Déplacement de l'extrémité du stabilisateur en fonction de la tension de commande de l'actionneur piézoélectrique.

les modes propres à 45,6Hz et 59,3Hz. La valeur du deuxième mode est alors comparable à la valeur expérimentale. La valeur de la première fréquence propre du système est sans doute par ailleurs affectée par les flexibilités additionnelles constatées lors de l'estimation de rigidité.

3.4 Stabilisateur à deux degrés de liberté : Cardiolock 2

Dans un deuxième temps, nous nous intéressons au développement d'un stabilisateur compatible avec la chirurgie sur sujet humain. Cela implique :

- de pouvoir effectuer la compensation des mouvements résiduels de la surface du coeur en présence d'efforts de l'ordre de 7N ;
- de pouvoir compenser des mouvements résiduels selon les deux directions perpendiculaires à la tige du stabilisateur ;
- d'utiliser un dispositif présentant un centre de rotation confondu avec le point d'insertion, afin de minimiser l'influence du trocart sur la commande du dispositif.

3.4.1 Cinématique

3.4.1.1 Schéma cinématique global

D'un point de vue cinématique, les contraintes énoncées amènent à rechercher une structure présentant deux degrés de liberté en rotation, avec un centre de sphéricité correspondant au point d'insertion du dispositif. De telles propriétés peuvent être obtenues en considérant une architecture série ou parallèle. Différents mécanismes sphériques parallèles ont ainsi été proposés [Gosselin89, Fang04, Gregorio04], pour lesquels il serait possible de positionner le centre de rotation au point d'insertion du stabilisateur (Fig. 3.15).

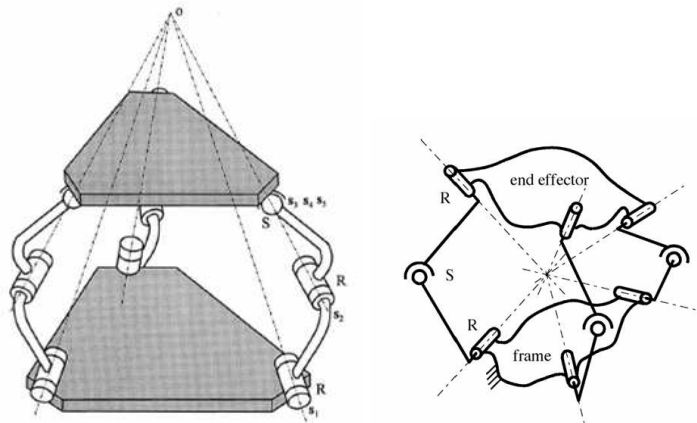


FIG. 3.15 – Exemples de mécanismes parallèles sphériques permettant de disposer d’un centre de rotation coïncident avec le point d’insertion : mécanismes 3-RRS [Fang04] et 3-RSR [Gregorio04]

Pour ces architectures, il est fait appel à des liaisons rotules, cardans, qui restent délicates à réaliser dans le cas de mécanismes compliants. Par ailleurs, la propriété de sphéricité des mécanismes est obtenue par le mouvement sphérique de chaque jambe liant la base à l’effecteur, ou bien par un agencement particulier des liaisons composant les chaînes cinématiques. Dans les deux cas, si lors de la réalisation ou de l’assemblage les contraintes d’agencement ne sont pas respectées, la nature des mouvements de l’effecteur va être modifiée, et difficile à déterminer.

L’analyse du comportement de Cardiolock 1 a par ailleurs montré que les propriétés du dispositif ont été sensiblement affectées par la complexité de l’assemblage, certaines liaisons de faible surface ayant une influence sensible sur les performances du stabilisateur. Le parti a donc été pris de minimiser ce type de risque pour le deuxième dispositif, en considérant une architecture simple sur le plan de sa réalisation et de son assemblage. Nous considérons en conséquence une architecture série pour le dispositif, avec deux liaisons pivots s’intersectant au point d’insertion dans le patient (Fig. 3.16).

La disposition retenue permet d’obtenir un comportement découplé dans la configuration représentée. En effet nous pouvons voir sur la figure 3.16 que la première liaison pivot J_1 a son axe situé dans un plan horizontal contenant l’axe de la tige, et va donc permettre de déplacer l’extrémité de la tige dans une direction verticale notée x_e . De manière analogue, la deuxième liaison pivot J_2 a son axe situé dans un plan vertical contenant l’axe de la tige du stabilisateur, et permet un déplacement dans la direction y_e .

Dans l’étude de Cardiolock 1, nous avons pu constater que l’utilisation d’un modèle cinématique permettait d’avoir une bonne estimation des propriétés du dispositif, les rotations de l’effecteur restant de faible amplitude. Nous analysons donc ici le mécanisme en utilisant simplement dans un premier temps son modèle cinématique. Celui-ci décrit la relation entre le vecteur des vitesses articulaires $(\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2)^T$ et les vitesses de l’extrémité de la tige $(\dot{x}, \dot{y})^T$:

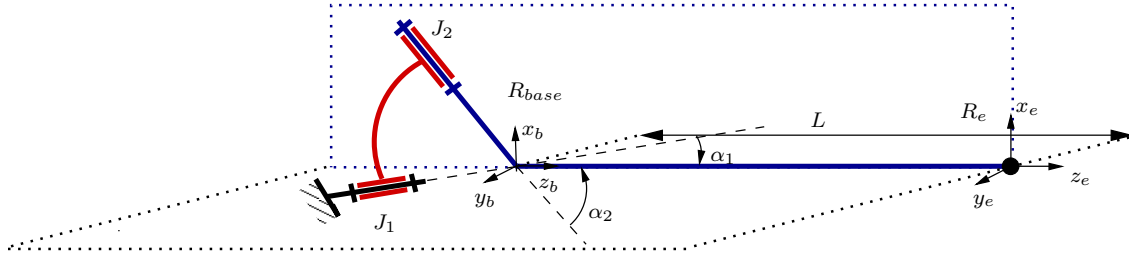


FIG. 3.16 – Schéma cinématique de l'architecture série de Cardiolock 2.

$$\begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L \sin(\alpha_1) & 0 \\ 0 & L \sin(\alpha_2) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{pmatrix} \quad (3.15)$$

Les paramètres géométriques intervenant dans ce modèle sont les angles (α_1, α_2) définissant l'angle des liaisons J_1 et J_2 avec la tige et la longueur L de cette dernière. Cette longueur est contrainte par l'application. Seuls 2 paramètres doivent donc être définis.

3.4.1.2 Mécanismes de transformation de mouvement

Le choix de (α_1, α_2) est bien évidemment contraint par l'actionnement des liaisons pivots, que nous n'avons pas encore évoqué. Pour une amplitude donnée des déplacements de l'effecteur, le modèle cinématique montre que le débattement angulaire de chaque liaison pivot augmente lorsque les angles (α_1, α_2) diminuent.

Nous avons choisi d'utiliser des actionneurs piezo-électriques, dont l'amplitude de déplacement reste limitée. Pour ce deuxième prototype, nous considérons de nouveau les actionneurs Cedrat APA120ML, dont la course maximale est de $130\mu\text{m}$. Il s'agit donc de choisir un mécanisme de transformation de mouvement permettant de convertir ce déplacement linéaire en une rotation suffisante de chacune des liaisons pivots.

Précédemment, pour Cardiolock 1, un simple mécanisme de type bielle-manivelle a été utilisé pour effectuer la transformation de mouvement. Il était alors possible de tirer profit directement du bras de levier que constitue la longueur L de la tige (Fig. 3.17) : le déplacement de l'extrémité de la tige u_e est alors égal à

$$u_e = L \frac{u_p}{d_1} \quad (3.16)$$

avec u_p le déplacement de l'actionneur. Dans le cas présent, un mécanisme de type bielle-manivelle pourrait être installé perpendiculairement à chaque liaison pivot représentée sur la figure 3.16. Cependant, l'amplification de déplacement que procure la tige est sensiblement réduite : pour fixer les idées, l'utilisation d'un angle α_i , $i \in [1, 2]$ (Fig. 3.16) de 25° revient à diviser par 2,5 le ratio que l'on obtiendrait pour Cardiolock 1 entre le déplacement de l'actionneur et celui de l'extrémité de la tige. Utiliser un tel mécanisme imposerait donc de réduire nettement

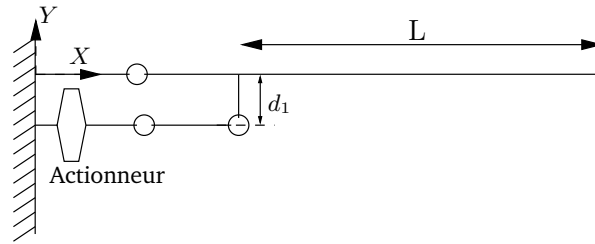


FIG. 3.17 – Mécanisme de transformation de mouvement de Cardiolock 1.

la valeur du paramètre d_1 (Fig. 3.17). Ceci peut poser problème car le mécanisme risque alors de présenter une faible rigidité, par exemple si l'on considère un effort appliqué sur le dispositif dans la direction Y de la figure 3.17. Il paraît préférable de s'orienter vers un mécanisme de transformation de mouvement pour lequel nous pouvons facilement imposer de grands rapports entre le déplacement en rotation de la tige du stabilisateur et le déplacement en translation de l'actionneur, tout en conservant une rigidité du système importante.

Pour des mécanismes parallèles, il est en fait possible d'obtenir une structure présentant des propriétés de rigidité intéressantes, tout en ayant un rapport important entre le déplacement de son effecteur et celui de ses actionneurs. Pour ces mécanismes, les vitesses articulaires $\dot{\mathbf{q}}$ et opérationnelles $\dot{\mathbf{x}}$ sont liées par le modèle cinématique :

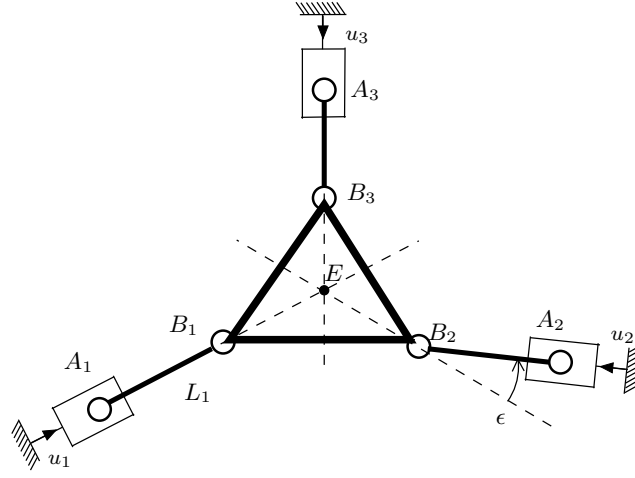
$$\mathbf{J}_q \dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}_x \dot{\mathbf{x}} \quad (3.17)$$

où \mathbf{J}_x subit une perte de rang dans une singularité parallèle [Gosselin90]. Ceci signifie que $\dot{\mathbf{x}} \neq \mathbf{0}$ peut être obtenu alors que $\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{0}$ et, au voisinage de cette singularité, le rapport entre vitesses de l'effecteur et des actionneurs tend à augmenter.

Dans notre cas, nous devons disposer d'une liaison pivot actionnée par un actionneur piezo-électrique délivrant un mouvement linéaire. Nous souhaitons avoir un dispositif présentant des rigidités équivalentes dans les différentes directions. Une structure simple à laquelle nous pouvons penser est une structure parallèle plane, dont nous pouvons choisir l'épaisseur, dans le cadre d'une réalisation sous forme de mécanisme compliant, afin de contrôler les flexibilités hors-plan. Plus particulièrement, nous considérons une mécanisme de type 3-PRR, dans une configuration proche d'une singularité parallèle. Une telle configuration est représentée sur la figure 3.18 : seule l'angle ϵ évite au mécanisme d'être pleinement en singularité. L'effecteur du mécanisme est choisi comme étant un triangle équilatéral, pour des raisons de symétrie.

La position des points A_i , $i \in [1, 3]$ est contrôlée par des liaisons glissières actionnées. Leurs directions sont définies par les vecteurs directeurs unitaires \mathbf{u}_i , $i \in [1, 3]$, et q_i désigne la position articulaire. La pose de l'effecteur est définie par la position (x, y) du point E et son orientation θ . Pour un tel mécanisme, le modèle cinématique inverse peut facilement être étudié en utilisant les propriétés d'équiprojectivité des vitesses. Les vitesses des extrémités d'un élément $A_i B_i$ sont en effet liées par la relation suivante :

$$\mathbf{v}_{A_i} \cdot \mathbf{A}_i \mathbf{B}_i = \mathbf{v}_{B_i} \cdot \mathbf{A}_i \mathbf{B}_i \quad (3.18)$$


 FIG. 3.18 – Mécanisme de type 3-PRR au voisinage d'une singularité.

Cette relation peut être exprimée en faisant intervenir les vitesses des liaisons glissières actionnées \dot{q}_i , et $(\dot{x}, \dot{y}, \dot{\theta})^T$ le vecteur des vitesses opérationnelles :

$$\dot{q}_i \mathbf{u}_i \cdot \mathbf{A}_i \mathbf{B}_i = (\dot{x}, \dot{y}, \dot{\theta})^T \cdot \mathbf{A}_i \mathbf{B}_i + (\mathbf{B}_i \mathbf{E} \times \dot{\theta} \mathbf{z}) \cdot \mathbf{A}_i \mathbf{B}_i \quad (3.19)$$

avec \mathbf{z} le vecteur unitaire normal au plan du mécanisme. L'équation (3.19) peut être réécrite comme un produit matriciel :

$$\mathbf{J}_x \dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J}_q \dot{\mathbf{q}} \quad (3.20)$$

avec

$$\mathbf{J}_x = \begin{pmatrix} \mathbf{A}_1 \mathbf{B}_1|_x & \mathbf{A}_1 \mathbf{B}_1|_y & \dot{\theta} (\mathbf{A}_1 \mathbf{B}_1 \times \mathbf{B}_1 \mathbf{E})|_z \\ \mathbf{A}_2 \mathbf{B}_2|_x & \mathbf{A}_2 \mathbf{B}_2|_y & \dot{\theta} (\mathbf{A}_2 \mathbf{B}_2 \times \mathbf{B}_2 \mathbf{E})|_z \\ \mathbf{A}_3 \mathbf{B}_3|_x & \mathbf{A}_3 \mathbf{B}_3|_y & \dot{\theta} (\mathbf{A}_3 \mathbf{B}_3 \times \mathbf{B}_3 \mathbf{E})|_z \end{pmatrix} \quad (3.21)$$

et

$$\mathbf{J}_q = \begin{pmatrix} \mathbf{u}_1 \cdot \mathbf{A}_1 \mathbf{B}_1 & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{u}_2 \cdot \mathbf{A}_2 \mathbf{B}_2 & 0 \\ 0 & 0 & \mathbf{u}_3 \cdot \mathbf{A}_3 \mathbf{B}_3 \end{pmatrix} \quad (3.22)$$

Dans la configuration représentée en figure 3.18, les premier et troisième éléments de la troisième colonne de \mathbf{J}_x sont égaux à 0 : les éléments $A_1 B_1$ et $A_3 B_3$ sont en effet alignés avec respectivement les vecteurs $\mathbf{A}_1 \mathbf{E}$ and $\mathbf{A}_3 \mathbf{E}$. En conséquence, si l'on considère des vitesses nulles pour les jambes 1 et 3 du mécanisme, la vitesse du centre de l'effecteur (\dot{x}, \dot{y}) sera nulle, et l'on aura la relation suivante entre la vitesse de l'actionneur 2 et la vitesse angulaire $\dot{\theta}$:

$$\dot{\theta} = \frac{1}{R \sin(\epsilon)} \dot{q}_2 \quad (3.23)$$

avec $R = \|\mathbf{E} \mathbf{B}_2\|$

La structure parallèle est donc alors équivalente à une liaison pivot, actionnée par le biais d'une liaison glissière. Le rapport entre les vitesses \dot{q}_2 et $\dot{\theta}$, ou bien encore un petit déplacement δq_2 et une petite rotation $\delta \theta$, est inversement proportionnel à la valeur de ϵ . Il est donc possible de contrôler de manière simple ce rapport et d'obtenir un grand ratio rotation/transation. Finalement nous obtenons une structure parallèle pour laquelle nous devrions obtenir des propriétés

de rigidité intéressantes, pour laquelle nous pouvons par ailleurs piloter le facteur d'amplification du déplacement de l'actionneur par le choix du paramètre ϵ , qui représente en un sens la proximité de la singularité.

La structure adoptée pour Cardiolock 2 peut ainsi être décrite comme une architecture série sphérique, chaque liaison pivot actionnée étant obtenue par un mécanisme de transformation de mouvement basé sur une cinématique parallèle en quasi-singularité. Les mécanismes de transformation de mouvement sont pilotés par des actionneurs piézoélectriques, ces mécanismes étant des structures compliantes.

L'utilisation proposée du voisinage de singularités parallèles pour amplifier le déplacement des actionneurs est à notre connaissance assez originale. Ronchi et al [Ronchi05] ont proposé d'utiliser le voisinage d'une singularité série, afin d'améliorer la résolution en déplacement d'un mécanisme, ce qui est l'approche inverse. Ranganath et al [Ranganath06] ont également considéré l'utilisation d'un mécanisme parallèle dans une configuration proche d'une singularité parallèle. L'objectif était cependant alors d'amplifier les efforts exercés sur l'effecteur pour en faciliter la mesure au niveau des liaisons du mécanisme, dans une configuration statique.

La problématique abordée, à savoir l'amplification des déplacements fournis par des actionneurs piézoélectriques, est un champ où la littérature est assez abondante. Un certain nombre de structures ont par exemple été proposées pour amplifier le déplacement linéaire des actionneurs, en fournissant un autre déplacement linéaire. Dans les travaux relatifs [Niezrecki01, Ouyang05, Ma06], la conception est effectuée en utilisant les outils de la mécanique des milieux continus, ou parfois des modèles de corps rigides comme dans notre cas. Des outils d'analyse de cinématique de corps rigides sont alors utilisés, pour rechercher des solutions d'amplification. Les solutions finalement proposées reposent sur l'utilisation de singularités parallèles, par exemple dans le cas de structure de type pont [Ma06], mais sans avoir fait le lien avec les résultats connus, et utilisés ici, de la communauté roboticienne.

3.4.2 Dimensionnement

3.4.2.1 Contraintes de dimensionnement

Dans la partie précédente, nous nous sommes appuyés sur des modèles de solides rigides pour mettre en place les modèles cinématiques décrivant le comportement du système. La prise en compte de la raideur des liaisons est en revanche nécessaire pour évaluer par exemple l'état de contrainte des éléments du mécanisme. Nous utilisons pour ce faire des évaluations numériques par méthode des éléments finis.

Pour Cardiolock 1, le dimensionnement a été réalisé en incluant comme contrainte que la rigidité équivalente du mécanisme devait rester faible devant celle de l'actionneur. Ceci pour considérer un mode de pilotage en déplacement de l'actionneur où toute sa course reste accessible. Nous levons ici cette contrainte, et considérons simplement :

- que le déplacement de l'extrémité de la tige doit être de l'ordre de 1,5mm dans les deux directions de déplacement en l'absence d'effort cardiaque, pour disposer de marges de compensation suffisantes ;
- que les contraintes doivent rester admissibles pour une utilisation dynamique du dispositif, *i.e.* en compensant les déplacements résiduels à une fréquence qui est celle du rythme cardiaque.

Il faut ici mentionner que la tige du stabilisateur considérée diffère légèrement de celle de Cardiolock 1 : il s'agit d'une tige de longueur 250mm, pour être comparable au seul dispositif commercial existant, le Medtronic Octopus TE, et tubulaire, pour potentiellement pouvoir passer les tubes nécessaires à l'aspiration au niveau des doigts du stabilisateur. L'utilisation d'un tube au lieu d'une tige pleine a pour conséquence l'augmentation de la déformation sous effort cardiaque. Pour la tige considérée dans la suite, de diamètre extérieur 10mm et intérieur 7mm, la déformation sous 7N est de 0,55mm.

La démarche de dimensionnement a été itérative, en intervenant à la fois sur les paramètres décrivant l'architecture série et les paramètres définissant les structures parallèles jouant le rôle de liaisons pivots actionnées. Nous présentons tout d'abord dans la suite quelques éléments de démarche, puis présentons la conception retenue pour Cardiolock2, avant d'examiner ses caractéristiques principales de fonctionnement.

3.4.2.2 Éléments de démarche

Choix des paramètres géométriques A l'échelle des mécanismes de transformation de mouvement, il est souhaitable d'augmenter la valeur des paramètres (α_1, α_2) : ceci permet de diminuer la rotation nécessaire de l'effecteur des mécanismes de transformation de mouvement.

A l'échelle de la dynamique du dispositif, l'influence des angles α_i $i \in [1, 2]$ n'apparaît pas si l'on considère une seule liaison pivot contrôlant le déplacement de la tige du stabilisateur (Fig. 3.19). En effet, on peut facilement montrer que le comportement dynamique du mécanisme ne dépend alors pas de l'angle α . Le modèle dynamique de la barre en rotation s'écrit en effet :

$$I\ddot{\theta} = C - C_c \quad (3.24)$$

avec θ l'angle de rotation, lié au déplacement de l'extrémité de la barre u_e pour de petites amplitudes par :

$$\theta = \frac{u_e}{L'} \quad (3.25)$$

C et C_c désignent respectivement le couple moteur et le moment résistant dû au coeur.

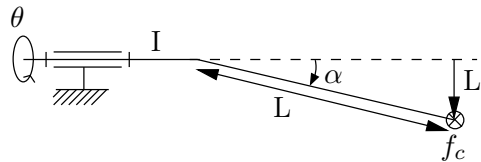


FIG. 3.19 – Modélisation dynamique - cas d'un système à 1 degré de liberté.

La liaison pivot est actionnée par un mécanisme de transformation de mouvement, dont on peut considérer en première approximation qu'il permet d'obtenir un rapport λ entre le déplacement de l'actionneur u_p et la rotation θ :

$$u_p = \lambda\theta = \lambda \frac{u_e}{L'} \quad (3.26)$$

Si l'on considère un déplacement de l'extrémité de la tige Δu_e fixé, le paramètre λ est directement déterminé pour une course de l'actionneur Δu_p connue :

$$\lambda = \frac{\Delta u_p L'}{\Delta u_e} \quad (3.27)$$

d'où le modèle dynamique suivant :

$$\frac{I}{L'} \ddot{u}_e = f_p L' \frac{\Delta u_p}{\Delta u_e} - L' f_c \quad (3.28)$$

soit finalement l'expression suivante pour l'accélération \ddot{u}_e de l'extrémité de la tige, en fonction de l'effort f_p développé par l'actionneur en présence de l'effort cardiaque f_c :

$$\ddot{u}_e = \frac{L'^2}{I} \left(\frac{\Delta u_p}{\Delta u_e} f_p - f_c \right) \quad (3.29)$$

Etant donnée la géométrie de notre système, l'inertie I est quasiment égale à celle de la tige du stabilisateur, de longueur L . Le rapport $\frac{L'^2}{I}$ est alors invariant en fonction de l'angle α , et les accélérations atteignables ne sont donc pas affectées par le choix de cet angle. Si l'on considère le système dans son ensemble (Fig. 3.16), nous pouvons en revanche percevoir de manière qualitative que la diminution des angles (α_1, α_2) doit permettre de rendre le système plus compact, pour éviter toute interférence avec le patient. Diminuer les angles doit permettre par ailleurs de minimiser l'inertie mise en jeu lors du déplacement de la liaison J_1 , et donc améliorer sa dynamique.

Choix du matériau L'état de contrainte des liaisons compliantes dépend de la rotation imposée à l'effecteur de chaque mécanisme de transformation de mouvement, et du module d'élasticité du matériau utilisé. Comme le mécanisme va être sollicité de manière périodique, nous devons dimensionner le dispositif pour éviter une rupture par fatigue des liaisons. En conséquence, nous choisissons un matériau dont le rapport $\frac{E}{\sigma_d}$ est bas, avec E le module d'élasticité et σ_d la limite de fatigue du matériau. Parmi les matériaux usuels (Tableau 3.2), l'alliage 7075T6 est retenu car il présente un rapport assez bas, tout en présentant une masse volumique faible, ce qui est favorable à la dynamique du dispositif.

3.4.3 Analyse du comportement

3.4.3.1 Description de Cardiolock 2

Cardiolock 2 est finalement composé de deux structures parallèles identiques en alliage d'aluminium 7075T6. Pour des raisons de compacité, et limiter les inerties mises en jeu lors de l'actionnement, les actionneurs Cedrat APA120ML sont situés à l'arrière des structures parallèles. Ceci implique l'apparition de moments de flexion sur les structures parallèles et sur les structures amplificatrices des actionneurs. Pour limiter leur effet, une liaison glissière réalisée à l'aide de liaisons pivots est donc ajoutée (Fig. 3.21).

Les valeurs des principaux paramètres géométriques sont reportées dans le tableau 3.3. Les liaisons compliantes présentent un profil légèrement différent des liaisons à col circulaire utilisées pour Cardiolock 1. La géométrie retenue (Fig. 3.23) est composée d'arcs de cercle de rayons $R_1 = 3mm$ et $R_2 = 9,75mm$ permettant de d'obtenir une conception plus compacte du

Matériau	Densité	Module d'élasticité d'élasticité E	Limite de fatigue σ_d	$\frac{E}{\sigma_d}$
Acier XC38	7,8	200GPa	400MPa	500
Acier 35NCD16	7,8	200GPa	550MPa	364
Alliage d'aluminium 6061	2,7	72GPa	102MPa	706
Alliage d'aluminium 7075T6	2,7	72GPa	162MPa	450

TAB. 3.2 – Propriétés physiques de quelques alliages usuels [Barlier92]. Les limites de fatigue correspondent au cas d'une flexion rotative, pour une durée de vie de 10^8 cycles dans le cas des alliages d'aluminium.

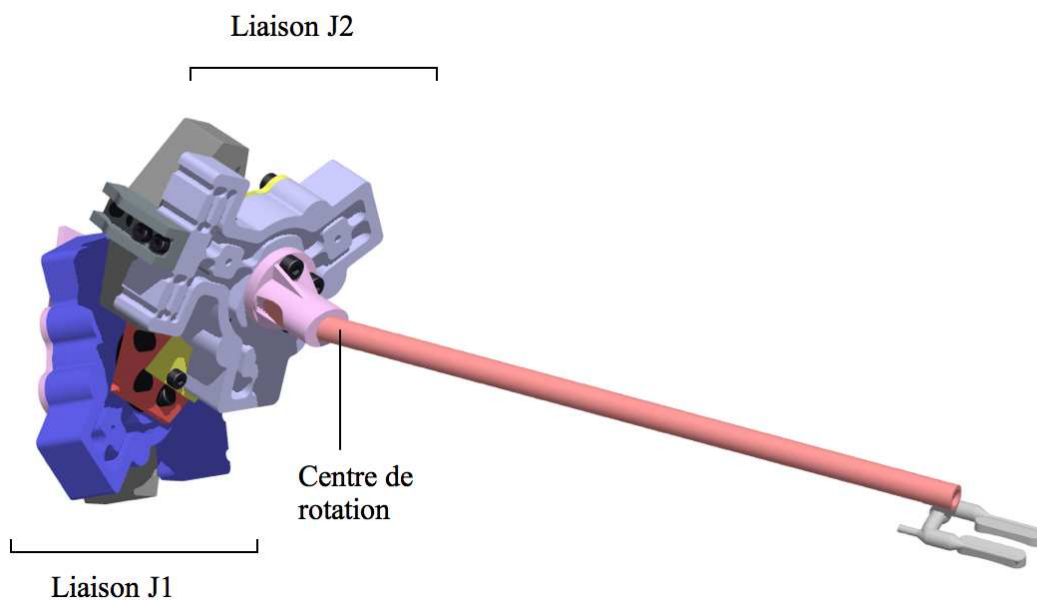


FIG. 3.20 – Vue CAO du dispositif Cardiolock 2.

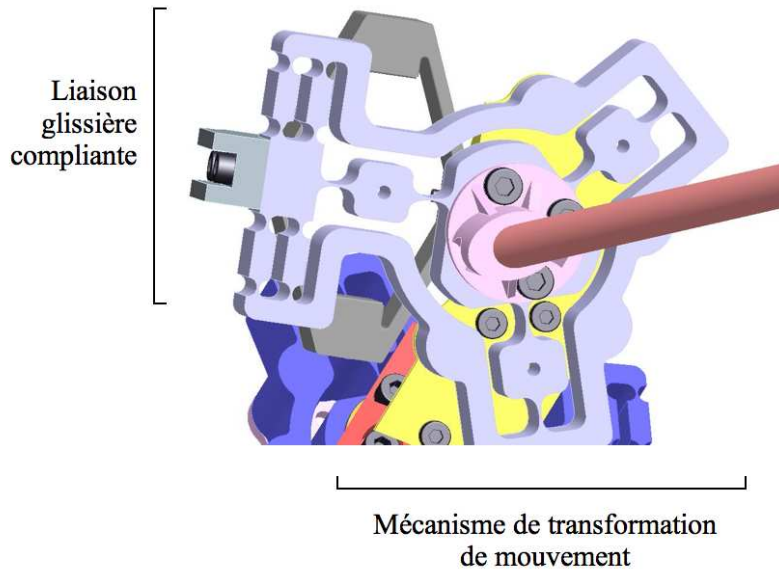


FIG. 3.21 – Zoom sur une structure compliant incluant le mécanisme de transformation de mouvement et la liaison glissière compliant.

Paramètre	Valeur
$\alpha_i, i \in [1, 2]$	25°
R	20mm
L_1	14mm
ϵ	13°
Epaisseur des structures compliantes	20mm

TAB. 3.3 – Valeurs numériques des principaux paramètres géométriques.

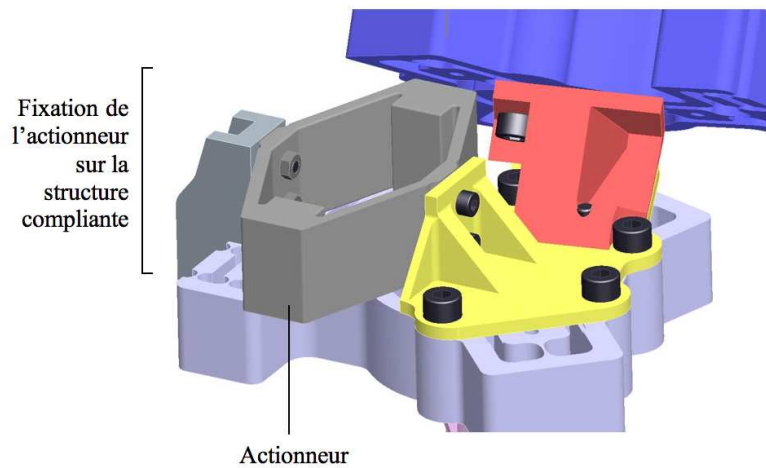


FIG. 3.22 – Fixation de l'actionneur sur la partie arrière de la structure compliant.

dispositif, tout en ayant des niveaux de contraintes quasi-identiques à ceux d'une liaison à col circulaire : l'augmentation du niveau de contrainte est d'environ 11%. L'épaisseur minimale des liaisons h est égale à 0,5mm, pour permettre un usinage des liaisons comme précédemment.

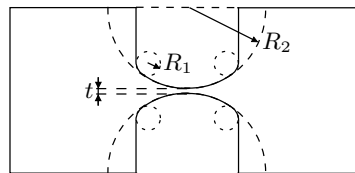


FIG. 3.23 – Profil des liaisons compliantes utilisées.

Le dispositif est finalement constitué d'un nombre très réduits d'éléments : l'ensemble d'un mécanisme de transformation de mouvement est ainsi composé de trois pièces uniquement. L'assemblage est également fortement simplifié par rapport à Cardilock 1.

3.4.3.2 Espace de travail

Les actionneurs permettent d'obtenir un déplacement de l'extrémité de la tige égal à 1,56 et 1,47mm respectivement selon les directions x_e et y_e de la figure 3.16. La légère dissymétrie entre les 2 axes provient *a priori* de flexibilités au niveau des éléments de fixation de l'actionneur de la deuxième liaison pivot, qui sont mises en jeu dans une moindre mesure au niveau de la première liaison, comme cet élément est fixé sur la base du dispositif.

Les actionneurs développent alors un effort de 280N, pour un déplacement de $104\mu m$. La raideur équivalente de chaque mécanisme de transformation de mouvement est égale à $2,7N/\mu m$, ce qui ne peut être négligé par rapport à la raideur des actionneurs, égale à $10,8N/\mu m$.

Source de déplacement	Amplitude du déplacement à l'extrémité de la tige
Fixation de l'actionneur	0,12mm
Mécanisme de transformation de mouvement	0,3mm
Tige	0,55mm
Déplacement total	0,97mm

TAB. 3.4 – Analyse du déplacement sous charge de l'extrémité de la tige - Cas d'un système à 1 ddl sous 7N.

Un déplacement de $104\mu\text{m}$ de l'actionneur doit permettre, au sens du modèle cinématique, un déplacement de l'extrémité de la tige de 2,3mm. L'écart sensible entre les valeurs estimées numériquement et analytiquement provient en partie des flexibilités des éléments de fixation de l'actionneur : le déplacement estimé numériquement au niveau du mécanisme parallèle de transformation de mouvement est en fait seulement de $97\mu\text{m}$, auquel doit alors correspondre un déplacement de l'effecteur de 2,1mm. L'écart entre modèle numérique et cinématique s'explique par ailleurs en partie par l'approximation faite en utilisant ce modèle analytique linéarisé. Le modèle géométrique du mécanisme permet d'estimer un déplacement de l'extrémité de la tige égal à 1,9mm. L'écart subsistant provient probablement du non respect strict de la cinématique décrite avec le modèle de corps rigides : les liaisons pivots obtenues par amincissement de matière ne réalisent pas strictement un mouvement de rotation du fait des déformations locales des liaisons.

3.4.3.3 Compensation des efforts cardiaques - Analyse statique

Afin d'analyser l'influence des efforts cardiaques, nous analysons tout d'abord le comportement du sous-système obtenu en considérant uniquement la tige du stabilisateur et la liaison pivot J_2 . Cette dernière est donc considérée liée à la base du mécanisme. L'application des efforts cardiaques engendre la déformation de la tige, ainsi qu'une torsion du mécanisme parallèle de transformation de mouvement. L'application des efforts cardiaques entraîne en effet l'apparition d'un moment de torsion selon l'axe de rotation de la liaison pivot J_2 , dont l'amplitude est égale à 0,7Nm. La flexibilité de la pièce supportant l'actionneur est également mise en jeu, et finalement le déplacement de l'extrémité de la tige du stabilisateur, à déplacement de l'actionneur nul, est égal à 0,97mm (Tableau 3.4).

En considérant cette fois l'ensemble du dispositif, nous pouvons vérifier que les déplacements de l'extrémité de la tige dus aux efforts cardiaques peuvent être compensés en statique : la figure 3.24 montre le déplacement de la tige sous l'action à la fois des actionneurs et des efforts cardiaques (7N selon les directions x_e et y_e). Remarquons que pour obtenir cette situation, il est

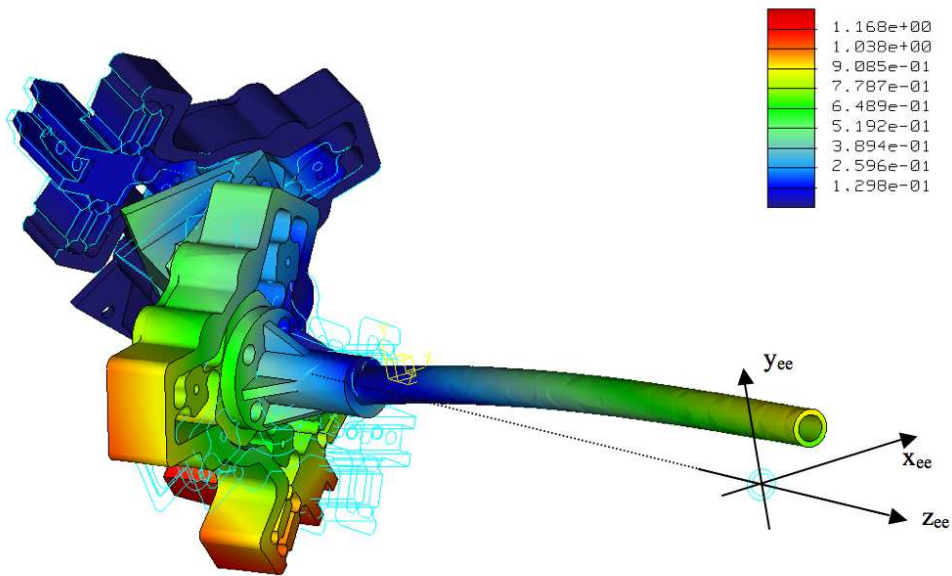


FIG. 3.24 – Amplitude des déplacements lors de l'application des efforts cardiaques et de l'actionnement à course maximale (déplacements en mm, déplacements amplifiés pour la représentation).

nécessaire de ré-estimer le déplacement maximal pouvant être obtenu avec l'actionneur : l'effort cardiaque modifie l'état de chargement de l'actionneur, et la course de ce dernier en est modifiée. Sous chargement de 7N, la course maximale accessible est égale à $92\mu\text{m}$ au lieu de $104\mu\text{m}$. La "sur"-compensation obtenue finalement est égale à respectivement 0,55 et 0,34mm selon les directions x_e et y_e du mécanisme. Cette "sur"-compensation correspond aux déplacements de l'extrémité de la tige du stabilisateur que nous sommes capables de réaliser pour compenser des flexibilités en amont du dispositif, *i.e.* au niveau de sa fixation.

3.4.3.4 Comportement dynamique

Le comportement dynamique du dispositif a tout d'abord été évalué en considérant ses modes et formes propres. Dans le tableau 3.5 sont décrits les quatre premiers modes identifiés. Le premier mode se produit à 57,3Hz, et correspond à la résonance de la structure amplificatrice de l'actionneur, avec simultanément une torsion de l'effecteur du premier mécanisme de transformation de mouvement.

Dans un deuxième temps, un modèle dynamique simplifié est utilisé pour évaluer les performances dynamiques du dispositif. Pour chaque liaison pivot actionnée, nous considérons le schéma de la figure 3.25 représentant les liaisons compliantes, avec pour chacune un ressort modélisant la raideur associée. Sur cette figure, l'ensemble des liaisons, y compris celles composant la liaison glissière, est représenté.

Selon que cette figure représente le mécanisme de transformation de mouvement associé à

Numéro du mode	Fréquence	Description du mode
1	57,3Hz	Résonance de la structure amplificatrice de l'actionneur lié à J1 et torsion de l'effecteur du premier mécanisme de transformation de mouvement
2	75,5Hz	Torsion de l'effecteur du deuxième mécanisme de transformation de mouvement combinée au premier mode propre de la tige
3	106,5Hz	Torsion de l'effecteur du premier mécanisme de transformation de mouvement combinée au premier mode de la tige
4	274Hz	Torsion de l'effecteur du premier mécanisme de transformation de mouvement combinée au deuxième mode de la tige

TAB. 3.5 – Description des quatre premiers modes propres de Cardiolock 2.

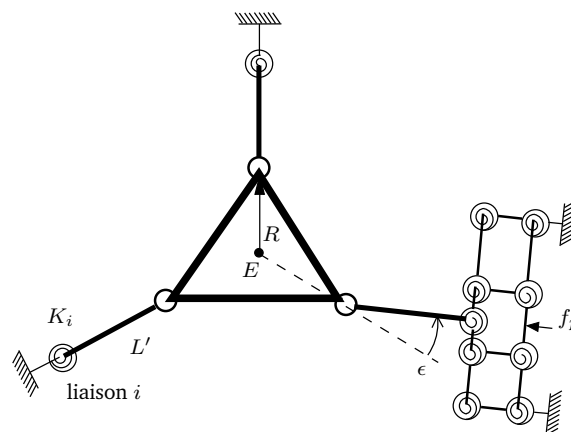


FIG. 3.25 – Modèle pseudo-rigide du mécanisme de transformation de mouvement, incluant la liaison glissière.

la première ou à la deuxième liaison du mécanisme, l'effecteur du mécanisme parallèle est connecté respectivement à un mécanisme semblable, ou bien à la tige du stabilisateur. Nous considérons ici que les masses et inerties des éléments du mécanisme de transformation de mouvement sont négligeables devant celles de l'ensemble des éléments attachés à son effecteur. Le travail développé par l'actionneur pilotant le mécanisme représenté en figure 3.25, pour un déplacement δu_p , est alors égal au travail développé par l'ensemble des ressorts et par le moment C appliqué sur l'effecteur du mécanisme de transformation de mouvement :

$$f_p \cdot \delta u_p - C \cdot \delta \theta - \sum_i K_i \cdot \delta \alpha_i^2 = 0 \quad (3.30)$$

avec K_i et α_i respectivement la raideur et la rotation de la liaison compliant i .

Pour de petits déplacements, nous pouvons considérer que les paramètres δu_p sont liés linéairement aux variables $\delta \theta$ (Eq. 3.23) et $\delta \alpha_i$. Soient $\lambda = R \sin(\epsilon)$ et μ_i les coefficients liant les variables. Nous avons alors $\delta \theta = \frac{\delta u_p}{\lambda}$, $\delta \alpha_i = \frac{\delta u_p}{\mu_i}$ et nous pouvons écrire :

$$f_p - \frac{C}{\lambda} - \sum_i \frac{K_i}{\mu_i^2} \cdot \delta u_p = 0 \quad (3.31)$$

Au lieu de déterminer les paramètres K_i et μ_i pour chaque liaison, une analyse numérique est effectuée pour estimer la raideur équivalente K_{eq} telle que :

$$f_p = \frac{C}{\lambda} + K_{eq} \delta u_p \quad (3.32)$$

Il est possible par ailleurs d'exprimer le comportement dynamique des éléments connectés sur l'effecteur du mécanisme de transformation de mouvement :

$$I \ddot{\theta} = C - C_c \quad (3.33)$$

avec I l'inertie du système monté sur l'effecteur du mécanisme de transformation de mouvement et C_c le moment induit par les efforts cardiaques. L'équation décrivant le comportement du système peut être obtenue en combinant les relations (3.32), (3.33) et l'équation de comportement de l'actionneur piézo-électrique :

$$f_p = NV - K_p \delta u_p \quad (3.34)$$

avec N la caractéristique de l'actionneur et V sa tension d'alimentation. Le modèle est valide avant la résonance de l'actionneur.

Finalement nous obtenons une équation différentielle décrivant le comportement de l'actionneur piézo-électrique :

$$\frac{I}{\lambda^2} \delta \ddot{u}_p + (K_p + K_{eq}) \delta u_p = NV - \frac{C_c}{\lambda} \quad (3.35)$$

A partir de cette équation nous pouvons estimer les fréquences de résonance des actionneurs. Ces fréquences sont respectivement égales à 68Hz et 160Hz. La première valeur est à confronter à la valeur issue du modèle numérique, égale à 57,3Hz. La différence provient *a priori* des simplifications effectuées pour aboutir à un modèle analytique, alors que le modèle numérique repose sur la description CAO des éléments. La résonance du deuxième actionneur n'est pas observée en simulation. Pour les deuxième et troisième modes propres obtenus en simulation, dont les valeurs encadrent celle du mode estimé à partir de (3.35) on peut cependant constater

la sollicitation de la structure amplificatrice de l'actionneur. Les flexibilités des éléments de fixation de l'actionneur modifient probablement la forme des modes propres, si bien que l'on ne peut observer une résonance seule de l'actionneur.

La relation (3.35) nous permet également d'estimer la marge de manoeuvre dont nous disposons pour effectuer la compensation en dynamique, *i.e.* en assignant une accélération donnée à l'extrémité de la tige du stabilisateur. En considérant une accélération de 1g, nous disposons d'un excès de compensation de 0,5mm pour la direction x_e et 0,3mm pour la direction y_e . Lors de l'expérimentation *in vivo* réalisée avec Cardiolock, dont les résultats sont développés au chapitre 4, les flexibilités autres que celles du stabilisateur ont pu être quantifiées à 0,25mm, ce qui tend à montrer que les capacités du stabilisateur répondent au besoin.

3.4.3.5 Fatigue du mécanisme

Les contraintes engendrées par le déplacement de l'actionneur sont au maximum de 239MPa au sens de la contrainte de Von Mises (Fig. 3.26). Remarquons que l'état de contrainte, s'il n'est pas strictement uniaxial, en est assez proche. Le tenseur de contraintes au lieu de sollicitation maximale a ainsi la forme suivante :

$$\sigma = \begin{pmatrix} 216\text{Mpa} & 0 & 0 \\ 0 & 70\text{MPa} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

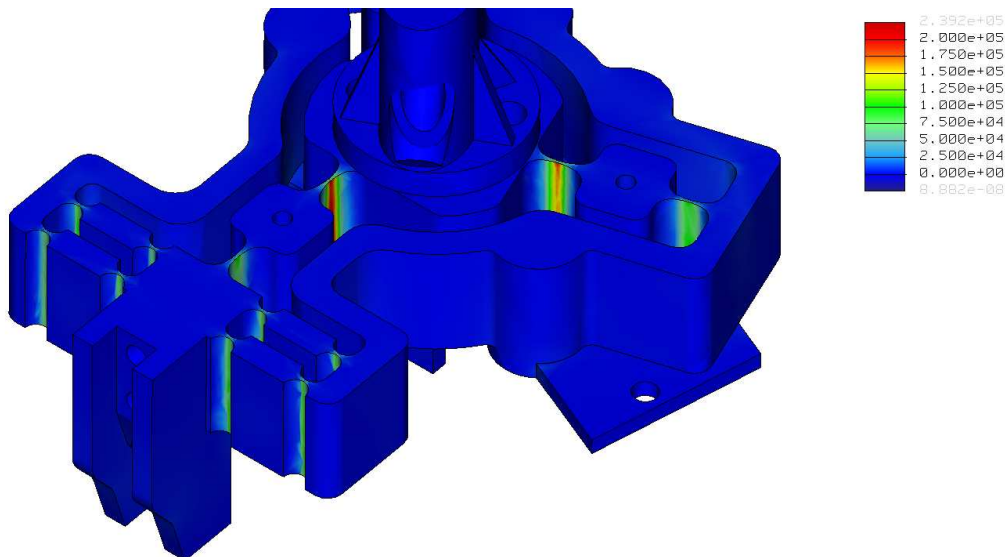


FIG. 3.26 – Contrainte de Von Mises pour un déplacement de l'actionneur de $104\mu\text{m}$ (échelle des contraintes en kPa).

De ce fait, nous considérerons que nous pouvons évaluer la durée de vie du mécanisme en utilisant les diagrammes de Haigh [Ashby07] pour l'alliage d'aluminium 7075T6 utilisé, en considérant simplement la contrainte de Von Mises.

Dans le cas où l'on considère en même temps les efforts cardiaques, la contrainte est légèrement diminuée, avec une contrainte maximale de Mises de 212MPa. Les liaisons pivots compliantes composant la liaison glissière équivalente sont moins sollicitées, avec une contrainte maximale de Von Mises de 85MPa.

A partir de ces valeurs, en considérant que la contrainte maximale va alterner entre 0 et 212 Mpa, on peut estimer un nombre de cycles avant rupture d'une liaison de 10^7 cycles, soit à une fréquence de l'ordre de 1,1Hz (la fréquence cardiaque), une durée de fonctionnement de l'ordre de 2000 heures. Une expérimentation sera nécessaire pour évaluer la durée de vie du mécanisme. En l'état, nous pouvons simplement considérer que le niveau de contraintes est acceptable.

3.4.4 Validation expérimentale

3.4.4.1 Réalisation

Le prototype est actuellement partiellement assemblé. Sur les figures 3.27, 3.28 et 3.29 on peut voir l'ensemble formé par la tige et le deuxième degré de liberté, un gros plan sur la structure compliante et sur la fixation de l'actionneur piezo-électrique au dos de la structure.

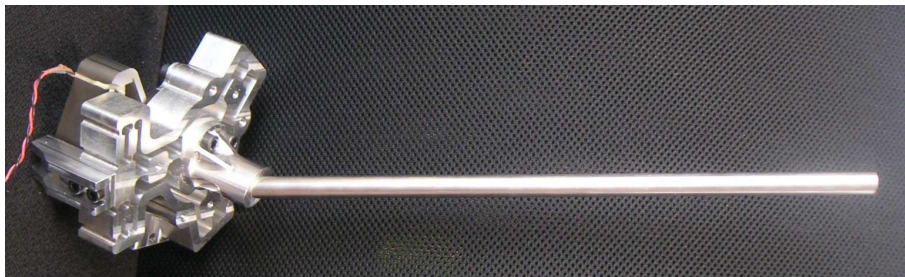


FIG. 3.27 – Vue générale du prototype actuel de Cardiolock 2.

L'ensemble des éléments a été réalisé sur centre d'usinage sous commande numérique. Notons que pour des raisons de disponibilité de matière, la tige montée a un diamètre intérieur de 8mm, au lieu des 7mm considérés précédemment.

3.4.4.2 Espace de travail

Une évaluation par vision du déplacement accessible avec le degré de liberté fonctionnel a été réalisée. Sur la figure 3.30 est représenté le déplacement de l'extrémité de la tige en fonction de la tension de commande de l'actionneur. Le déplacement total obtenu est égal à 1,36mm, pour un déplacement estimé par simulation à 1,54mm, soit un écart de 11%. On peut remarquer une très bonne linéarité de la courbe déplacement/tension.

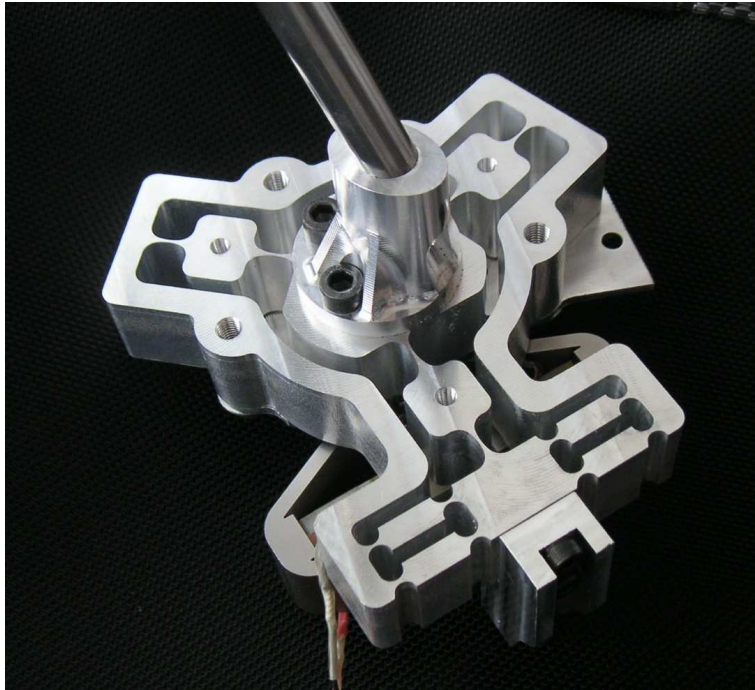


FIG. 3.28 – Zoom sur la réalisation du mécanisme compliant.

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé d'utiliser une architecture compliant associée à un actionnement piezo-électrique pour concevoir un stabilisateur cardiaque actif. L'objectif est d'associer l'absence de jeu des mécanismes compliant aux hautes résolution et dynamique des actionneurs piezo-électriques.

La conception de Cardiolock 1, démonstrateur à un degré de liberté, permet de démontrer la faisabilité d'un dispositif adapté à la stabilisation active. Aucun élément actif n'est situé dans la tige du stabilisateur, et le sous-ensemble assurant la mobilité de cette dernière est placé en une position correspondant à l'extérieur d'un patient, ce qui facilite la stérilisation. Les performances d'un tel dispositif semblent compatibles avec l'application, cet aspect étant analysé plus avant dans la suite en y associant une commande adaptée.

Dans un deuxième temps, un dispositif pleinement compatible avec la chirurgie cardiaque sur sujet humain a été proposé. Cardiolock 2 permet en effet de réaliser une compensation selon deux directions, ce qui semble suffisant pour compenser les mouvements résiduels rencontrés, avec des amplitudes d'effort cardiaque compatibles avec le cas d'un cœur humain. Une architecture série à centre de rotation déporté a été retenue, afin de limiter la complexité du dispositif et s'affranchir au mieux de l'interaction avec le trocart. Chaque liaison de Cardiolock 2 est basée sur un mécanisme parallèle compliant, permettant d'obtenir un espace de travail du mécanisme suffisant, malgré la course très limitée des actionneurs. Pour ce faire, les mécanismes parallèles sont utilisés dans une configuration proche d'une singularité parallèle, ce qui permet de disposer d'un mécanisme de transformation de mouvement rigide et dont l'amplitude de déplacement est suffisante.

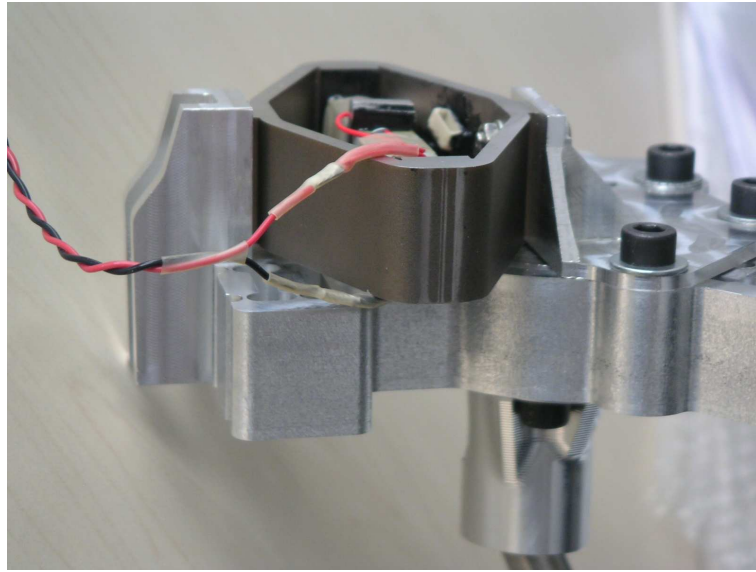


FIG. 3.29 – Positionnement de l'actionneur au dos de la structure compliant.

Chacun des deux dispositifs est basé sur l'emploi d'actionneurs commerciaux, sélectionnés pour leur bon compromis entre encombrement et course utile. Les dispositifs ne sont bien évidemment pas optimaux, dans le sens où l'on peut attendre un gain de performance en itérant simultanément sur l'architecture du stabilisateur et sur l'actionnement. Ceci constitue un axe de développement d'une génération suivante de stabilisateur. Dans un premier temps, nous allons nous attacher à sélectionner une commande adaptée au le premier dispositiif et au contexte de la stabilisation active , et à en évaluer les performances.

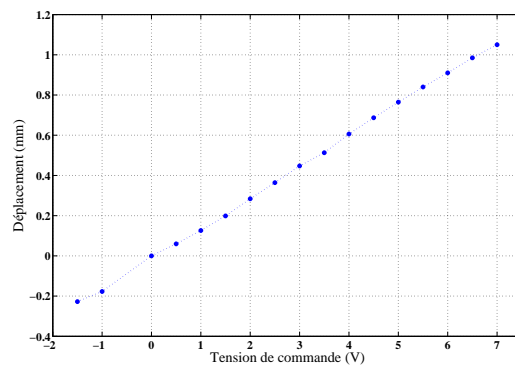


FIG. 3.30 – Déplacement de l'extrémité de la tige en fonction de la tension de commande de l'actionneur.

CHAPITRE 4

Commande d'un stabilisateur cardiaque actif

Sommaire

4.1	Méthodologie de commande et d'analyse de la robustesse	108
4.2	Modélisation et identification	113
4.3	Synthèse de lois de commande	122
4.4	Résultats expérimentaux	131
4.5	Expérience <i>in vivo</i>	132
4.6	Conclusion	133

Nous abordons dans ce chapitre le deuxième volet nécessaire au développement d'un stabilisateur actif, à savoir la synthèse de lois de commande.

La commande prédictive s'est imposée comme un standard pour la compensation des mouvements physiologiques [Ginhoux05], [Bebek07]. En effet, les robots médicaux présentent généralement une faible bande passante et leur boucle d'asservissement contient généralement des termes de retard. Dans ces conditions, il n'est pas possible d'augmenter le gain dans la chaîne directe à l'aide d'un correcteur à rétroaction sous peine de rendre le système instable. En revanche, en se basant sur la possibilité de prédire les mouvements cardiaques futurs, la commande prédictive permet d'élargir la bande passante du système asservi tout en gardant un faible gain dans la chaîne directe.

Nous proposons dans ce chapitre d'étudier la possibilité d'utiliser la commande H_∞ pour le rejet de la perturbation cardiaque imposée au stabilisateur. Cette méthodologie de commande est en plein essor dans les applications aéronautiques [Coustal94] et pour la commande des systèmes flexibles en général [Smith94, Banavar95]. La commande H_∞ nous intéresse tout particulièrement car elle permet une synthèse fréquentielle des correcteurs. Cet aspect est intéressant car nous disposons d'une caractérisation assez précise du contenu fréquentiel du mouvement cardiaque. De plus cette méthode de synthèse permet de spécifier explicitement les marges de stabilité souhaitées, ce qui paraît à notre sens important dans un contexte médical.

Dans la suite nous nous intéressons à la synthèse de lois de commande pour Cardiolock 1, le démonstrateur à un degré de liberté. La mesure de la position de l'extrémité de la tige est obtenue grâce à l'observation par caméra rapide de l'image d'un marqueur visuel attaché au dispositif. La vision s'impose du fait de son caractère extéroceptif, et de sa présence lors d'une intervention totalement endoscopique. Nous n'introduisons donc pas de capteur additionnel. L'optique utilisée permet d'avoir une résolution de $7,4 \mu\text{m}/\text{pixel}$, et est considérée positionnée de telle sorte que les déplacements de l'extrémité du stabilisateur soient situés dans le plan image. Aucune reconstruction 3D n'est donc nécessaire.

Nous allons, dans un premier temps, introduire la méthodologie de synthèse H_∞ ainsi que le formalisme de la μ -analyse qui permet d'étudier la robustesse des schémas de commande présentés. Dans un second temps nous nous attacherons à modéliser le système afin d'obtenir une structure de modèle qui servira à l'identification. En effet, le transfert entre l'actionnement piézoélectrique et la mesure visuelle est identifié dans les domaines temporel et fréquentiel. Nous procéderons ensuite à la synthèse de correcteurs H_∞ qui intègrent à différents degrés notre connaissance *a priori* sur le mouvement cardiaque. Des résultats en simulation ainsi que des essais expérimentaux serviront à valider les correcteurs obtenus, et discuter de l'efficacité de l'intégration de connaissances *a priori*. Finalement nous présenterons les résultats d'une expérience *in vivo* qui démontre l'efficacité de notre approche.

4.1 Méthodologie de commande et d'analyse de la robustesse

Dans cette section, nous présentons les outils utilisés pour la synthèse des correcteurs et pour l'analyse de la robustesse des schémas de commande que nous proposons.

Dans un premier temps nous nous attachons à présenter la méthodologie de commande H_∞ ainsi que la définition des principes de réglage à suivre afin de satisfaire un cahier des charges donné. L'accent est bien entendu mis sur la problématique de rejet de perturbation, que nous considérons ici due au cœur. Nous présentons dans un deuxième temps la μ analyse, formalisme permettant d'étudier la robustesse des systèmes asservis du type linéaire à temps invariant et à paramètres incertains.

4.1.1 Commande H_∞

4.1.1.1 La norme H_∞

Nous commençons par définir la norme H_∞ d'un système dynamique linéaire, stable, invariant dans le temps, représenté par sa matrice de transfert $\mathbf{G}(s)$:

$$\|\mathbf{G}(s)\|_\infty := \sup_{\omega \in \mathbb{R}^+} \bar{\sigma}(\mathbf{G}(j\omega)) \quad (4.1)$$

où $\bar{\sigma}(\mathbf{G}(j\omega))$ est la plus grande valeur singulière de $\mathbf{G}(j\omega)$.

Si nous notons \mathcal{L}_2 l'ensemble des signaux à énergie finie (tels que la norme euclidienne $\|\cdot\|_2$ existe), nous pouvons écrire que :

$$\bar{\sigma}(\mathbf{G}(j\omega)) = \sup_{x \in \mathcal{L}_2} \frac{\|\mathbf{G}(j\omega)x\|_2}{\|x\|_2} \quad (4.2)$$

La valeur singulière est une généralisation pour les systèmes multivariables de la notion de gain d'un système monovarié à la pulsation ω . La norme H_∞ représente le gain maximal d'un transfert.

4.1.1.2 La fonction de sensibilité

Si nous considérons le schéma d'asservissement représenté par la figure 4.1, où $\mathbf{H}(s)$ est la matrice de transfert représentant le système à asservir et \mathbf{K} le correcteur, nous pouvons écrire :

$$\begin{aligned} e &= r - y - d \\ &= r - \mathbf{H}\mathbf{K}e - d \\ &= \underbrace{(\mathbb{I} + \mathbf{H}\mathbf{K})^{-1}}_{\mathbf{S}} (r - d) \end{aligned} \quad (4.3)$$

r et d sont respectivement la consigne et la perturbation de sortie. \mathbf{S} est la fonction de sensibilité.

Nous retrouvons ici un résultat classique, à savoir que les propriétés de rejet de la perturbation de sortie et de suivi de consigne d'une boucle d'asservissement sont strictement équivalentes. De plus ces propriétés dépendent de la fonction de sensibilité \mathbf{S} .

Lorsqu'un asservissement a pour objectif le rejet de perturbations, outre la stabilité de la boucle fermée, deux caractéristiques sont recherchées :

- la performance : Afin d'avoir un asservissement performant, il est souhaitable de minimiser la fonction de sensibilité \mathbf{S} sur une bande de fréquence la plus large possible. Ainsi pour les fréquences concernées, le transfert de d vers e sera aussi faible que possible. Afin de minimiser \mathbf{S} , il suffit d'augmenter le gain du correcteur et ainsi le gain de la boucle ouverte. La fréquence de coupure de \mathbf{S} avec l'axe 0 dB détermine aussi le temps de réponse du système bouclé ;
- la robustesse : L'identification d'un système dynamique est toujours imparfaite. En particulier le comportement du système en hautes fréquences est mal connu. Il convient donc de limiter le gain du correcteur dans cette zone de fréquences pour ne pas exciter les modes non modélisés. Nous garantissons ainsi la robustesse de la boucle fermée face aux incertitudes en hautes fréquences. Dans la communauté automatique, un tel effet est dénommée "roll-off". Une autre mesure pour assurer une bonne robustesse à la boucle fermée est de conférer à $\mathbf{H}\mathbf{K}$ une bonne marge de module δ (la plus petite distance entre $\mathbf{H}(j\omega)$ et le point -1 sur un lieu de Nyquist pour un système monovarié). La marge de module est égale à $\frac{1}{\|\mathbf{S}\|_\infty}$.

Nous remarquons le compromis classique qu'il faut faire entre performance et robustesse [Balas94]. Par exemple, imposer une bonne marge de module revient à diminuer le plus grand gain de la fonction de sensibilité et donc à la décaler vers le bas sur un diagramme de Bode. Cela entraîne une diminution de la valeur de la pulsation de coupure et par suite diminue la rapidité de la boucle fermée. Il existe aussi un choix à faire sur les moyennes fréquences où nous pouvons soit augmenter le gain du correcteur et gagner en performance, soit privilégier la robustesse. La synthèse H_∞ nous donne la possibilité de modéliser S de façon fine, en adéquation avec les besoins, et cela dans le domaine fréquentiel.

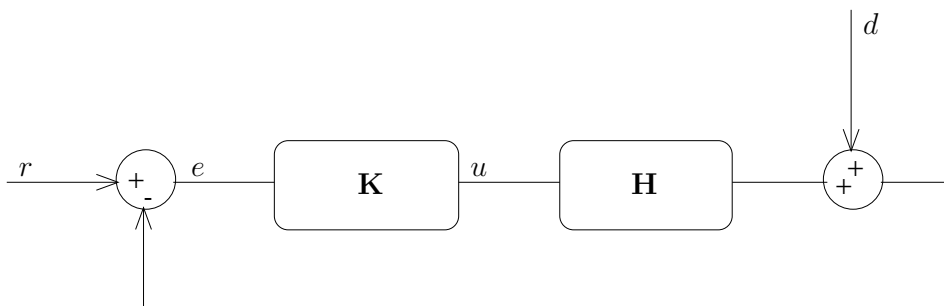


FIG. 4.1 – Une boucle d'asservissement

4.1.1.3 La synthèse H_∞

Afin de réussir à modéliser S et à limiter le gain du correcteur en hautes fréquences, le système de la figure 4.1 est augmenté (Fig.4.2) grâce à deux matrices de transfert W_1 et W_3 .

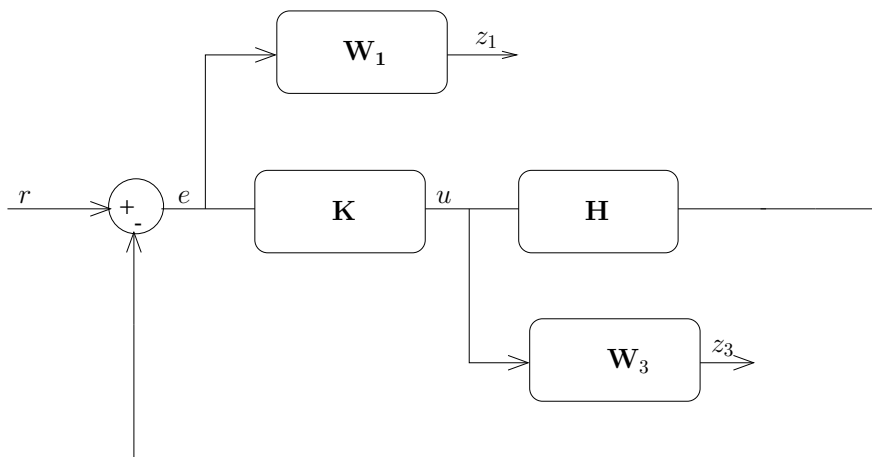


FIG. 4.2 – Le système augmenté

Le système augmenté présenté en figure 4.2 peut être mis sous la forme dite de "schéma standard" de la figure 4.3. Le système augmenté G_a possède deux canaux : un canal dit de commande de u vers e (le transfert T_{eu}) et un canal de performances de $w = [r]$ vers $z = [z_1, z_3]$ (le transfert

T_{zw}).

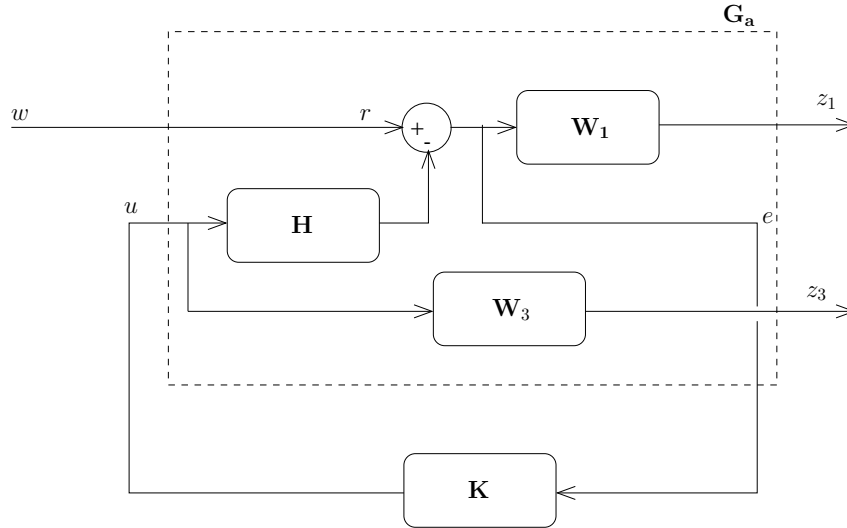


FIG. 4.3 – Le schéma de synthèse H_∞

Le transfert T_{zw} peut être écrit de la façon suivante :

$$\begin{pmatrix} z_1 \\ z_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{W}_1 \mathbf{S} \\ \mathbf{W}_3 \mathbf{K} \mathbf{S} \end{pmatrix} r \quad (4.4)$$

La synthèse $\|H\|_\infty$ permet d'obtenir un correcteur qui [Doyle89, Duc99] :

- stabilise le transfert T_{eu} de u vers e .
- minimise $\|T_{zw}\|_\infty$ qui sera inférieure à un critère de performance noté γ .

Ainsi, si $\|T_{zw}\|_\infty \leq \gamma$ nous avons :

$$\begin{aligned} \|\mathbf{W}_1 \mathbf{S}\|_\infty &\leq \gamma \\ \|\mathbf{W}_3 \mathbf{K} \mathbf{S}\|_\infty &\leq \gamma \end{aligned} \quad (4.5)$$

Ce qui nous permet d'écrire pour chaque pulsation ω :

$$\begin{aligned} \bar{\sigma}(\mathbf{S}(j\omega)) &\leq \gamma \bar{\sigma}(\mathbf{W}_1^{-1}(j\omega)) \\ \bar{\sigma}(\mathbf{K} \mathbf{S}(j\omega)) &\leq \gamma \bar{\sigma}(\mathbf{W}_3^{-1}(j\omega)) \end{aligned} \quad (4.6)$$

Nous voyons que la fonction de sensibilité \mathbf{S} ainsi que le transfert $\mathbf{K} \mathbf{S}$ entre l'erreur et la commande sont contraints par des gabarits qui correspondent aux inverses des fonctions de pondération. Nous pouvons donc modéliser la réponse fréquentielle de \mathbf{S} en choisissant correctement la fonction de pondération \mathbf{W}_1 et modérer la commande en effectuant un choix adéquat de \mathbf{W}_3 .

La matrice \mathbf{W}_1 est choisie de telle sorte que son inverse ait la forme fréquentielle que nous souhaitons imposer à la fonction de sensibilité du système corrigé. Dans le cas monovarié, la fonction de transfert suivante est généralement adoptée :

$$\mathbf{W}_1 = \frac{\delta s + \omega_s}{s + \epsilon \omega_s} \quad (4.7)$$

Nous remarquons qu'en basse fréquence \mathbf{W}_1^{-1} tend vers ϵ . Comme nous souhaitons généralement faire un bon suivi de consigne et rejeter les perturbations en basse fréquences, ϵ est choisi petit, égal à l'erreur statique admise. En haute fréquences, \mathbf{W}_1^{-1} tend vers $\frac{1}{\delta}$. Ce gain correspond à la norme H_∞ maximale que nous autorisons pour la fonction de sensibilité. Ainsi δ est choisi comme la marge de module que nous voulons conférer au système.

La matrice \mathbf{W}_3 est choisie de manière à ce que son inverse limite la commande en haute fréquences. Nous pouvons adopter la fonction de transfert suivante dans le cas monovarié :

$$\mathbf{W}_3 = \frac{1}{k_1} \frac{k_1 s + \omega_s}{k_2 s + \omega_s} \quad (4.8)$$

En basse fréquence, \mathbf{W}_3^{-1} tend vers k_1 . Ce gain doit être choisi suffisamment grand pour ne pas limiter le gain du correcteur dans une bande fréquentielle où l'on souhaite avoir le terme $\|\mathbf{S}\|_\infty$ petit. En haute fréquence, \mathbf{W}_3^{-1} tend vers k_2 . Ce gain est choisi petit afin de limiter la commande dans une zone où l'on connaît généralement mal le comportement du système.

Dans le cadre de nos synthèses de correcteurs nous avons utilisé la "Robust Control Toolbox" commercialisée par Matlab.

4.1.2 μ –analyse

Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons à l'analyse de robustesse en stabilité et en performances. Nous considérons des incertitudes paramétriques qui ne varient pas dans le temps. Pour chaque paramètre θ , une plage de variations $[\theta_{min} \dots \theta_{max}]$ est considérée. Les paramètres incertains sont normalisés, *i.e* mis sous la forme $\theta = \theta_n + \delta\theta_v$. La variation de δ dans $[-1 \dots 1]$ doit pouvoir faire varier θ sur toute la plage d'incertitudes.

Afin d'étudier la robustesse à des incertitudes paramétriques constantes, le système incertain est mis sous la forme d'une Représentation Fractionnaire Linéaire (LFR) (Fig.4.4). Dans le cadre de l'étude de la stabilité robuste, le système \mathbf{M} correspond au système nominal bouclé avec le correcteur. \mathbf{M} correspond au système augmenté (incluant les fonctions de pondérations) bouclé avec le correcteur. Δ est une matrice qui a une structure particulière :

$$\Delta = \begin{pmatrix} \delta_1 \mathbb{I}_{r_1} & & \\ & \ddots & \\ & & \delta_r \mathbb{I}_{r_r} \end{pmatrix} \quad (4.9)$$

avec : \mathbb{I}_n la matrice identité de rang n et $\delta_i \in \mathbb{R}$ l'incertitude paramétrique du $i^{\text{ème}}$ paramètre. La robustesse est étudiée sur l'ensemble des matrices \mathbf{E}_Δ qui couvrent l'ensemble des matrices Δ pour toutes les valeurs possibles des δ_i .

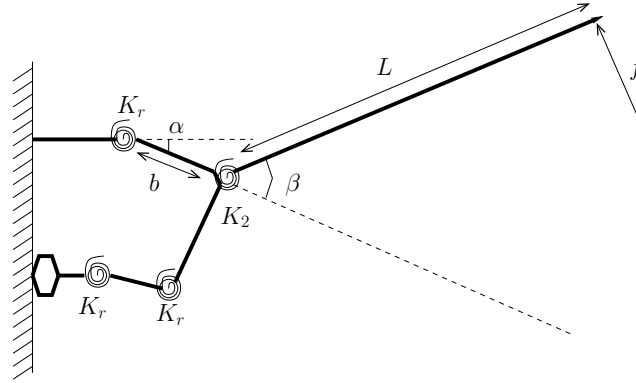


FIG. 4.5 – Le schéma PRBM de Cardiolock

un bras de longueur équivalente b , Cardiolock peut être considéré comme un robot plan à 2 ddl, α et β . Comme l'étage d'actionnement est beaucoup plus rigide que la tige, nous pouvons considérer que l'angle α est asservi plus rapidement que β . Ainsi, α est supposé connu et nous ne retenons que l'équation du modèle dynamique décrivant la dynamique de β :

$$M_{21}\ddot{\alpha} + M_{22}\ddot{\beta} + C_2(\alpha, \beta, \dot{\alpha}, \dot{\beta}) = \Gamma_2 \quad (4.11)$$

avec :

$$M_{21} = I_2 + \frac{1}{4}m_2L^2 + \frac{1}{2}m_2bL$$

$$M_{22} = I_2 + \frac{1}{4}m_2L^2$$

$$C_2 = \frac{1}{2}m_2bL\dot{\alpha}^2 \sin \beta$$

$$\Gamma_2 = Lf - K_2\beta - f_2\dot{\beta}$$

m_2 et I_2 sont respectivement la masse et le moment d'inertie du second bras.

Comme seuls des petits déplacements sont nécessaires pour l'application, le modèle dynamique peut être linéarisé autour de la position nominale. Nous obtenons alors :

$$M_{22}\ddot{\beta} + f_2\dot{\beta} + K_2\beta = Lf - M_{21}\ddot{\alpha} \quad (4.12)$$

Toujours pour des petits déplacements, la position du bout du stabilisateur peut être écrite :

$$y = (b + L)\alpha + L\beta \quad (4.13)$$

En utilisant les équations (4.12) et (4.13) et en introduisant la variable de Laplace s , nous pouvons écrire

$$Y(s) = G(s)\alpha(s) + P(s)F(s) \quad (4.14)$$

avec :

$$G(s) = \frac{((b + L)M_{22} - LM_{21})s^2 + (b + L)(f_2s + K_2)}{M_{22}s^2 + f_2s + K_2} \quad (4.15)$$

et :

$$P(s) = \frac{L^2}{M_{22}s^2 + f_2s + K_2} \quad (4.16)$$

Nous adoptons les valeurs numériques suivantes correspondant à notre connaissance *a priori* du système :

$$\begin{aligned} K_2 &= 742,79 \text{ Nm/rad} \\ I_2 &= 0,0014 \text{ Kgm}^2 \\ L &= 0,3 \text{ m} \end{aligned} \quad (4.17)$$

f_2 est déterminé expérimentalement et sa valeur est fixée à 0,15 Nms/rad. En se basant sur ses valeurs, nous pouvons remarquer que la réponse indicielle de \mathbf{G} n'est pas fortement modifiée en ne gardant qu'un simple gain pour le numérateur de \mathbf{G} . Nous simplifions donc la fonction de transfert \mathbf{G} de la façon suivante :

$$G(s) = \frac{K}{M_{22}s^2 + f_2s + K_2} \quad (4.18)$$

avec K un gain qui sera identifié.

Nous allons à présent étudier l'effet du contact avec le cœur sur le comportement dynamique de Cardiolock. La figure 4.6 représente le schéma PRBM du Cardiolock au contact avec un système masse-ressort-amortisseur modélisant le muscle cardiaque, comme introduit dans le chapitre 2.

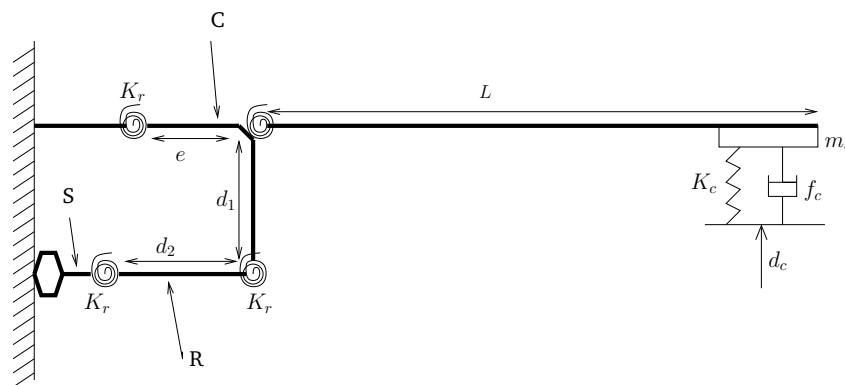


FIG. 4.6 – Schéma PRBM de Cardiolock au contact du muscle cardiaque

À partir de la figure 4.6, nous pouvons exprimer l'effort F appliqué par le cœur sur le bout du stabilisateur de la façon suivante :

$$F(s) = K_c(D_c(s) - Y(s)) + s f_c(D_c(s) - Y(s)) - s^2 m_c Y(s) \quad (4.19)$$

Cette équation montre que la force subie par le stabilisateur est dépendante de y et donc de α . Ainsi le transfert entre α et y jusqu'alors modélisé par G est modifié au contact du muscle cardiaque.

Reprenons l'équation (4.14) en prenant en compte (4.19) :

$$\begin{aligned}
 Y(s) &= G(s)\alpha(s) + P(s)\left(K_c(D_c(s) - Y(s)) + sf_c(D_c(s) - Y(s)) - s^2m_cY(s)\right) \\
 &= \frac{K\alpha(s)}{M_{22}s^2 + f_2s + K_2} + \frac{L^2}{M_{22}s^2 + f_2s + K_2}\left(K_c(D_c(s) - Y(s)) + sf_c(D_c(s) - Y(s)) - s^2m_cY(s)\right) \\
 &= \underbrace{\frac{\frac{K}{K_2+L^2K_c}}{M_{22}+L^2m_c s^2 + \frac{f_2+L^2f_c}{K_2+L^2K_c}s + 1}}_{\tilde{G}}\alpha(s) + \frac{\frac{L^2(K_c+f_cs)}{K_2+L^2K_c}}{M_{22}+L^2m_c s^2 + \frac{f_2+L^2f_c}{K_2+L^2K_c}s + 1}D_c(s)
 \end{aligned} \tag{4.20}$$

Donc en récapitulatif, les paramètres modaux du système \mathbf{G} lorsqu'il est libre et $\tilde{\mathbf{G}}$ lorsqu'il est au contact du cœur sont donnés dans le tableau 4.1.

	\mathbf{G}	$\tilde{\mathbf{G}}$
Pulsation propre	$\sqrt{\frac{K_2}{M_{22}}}$	$\sqrt{\frac{K_2+L^2K_c}{M_{22}+L^2m_c}}$
Facteur d'amortissement	$\frac{f_2}{2\sqrt{M_{22}K_2}}$	$\frac{f_2+L^2f_c}{2\sqrt{(K_2+L^2K_c)(M_{22}+L^2m_c)}}$
Gain statique	K	$\frac{K}{K_2+L^2K_c}$

TAB. 4.1 – Paramètres de la fonction de transfert nominale et celle au contact du cœur

Nous remarquons que la prise en compte de la raideur du muscle cardiaque a pour effet d'accroître la pulsation propre et diminuer le gain statique du transfert entre le déplacement de l'actionneur et la mesure visuelle. Si nous considérons que le cœur est un ressort mis en parallèle avec le système, il rigidifie l'ensemble d'où l'augmentation de la pulsation propre. A sollicitations égales, le déplacement d'un ressort diminue proportionnellement à l'augmentation de sa raideur. Cela explique la diminution du gain statique. Le même raisonnement peut être conduit pour justifier le meilleur amortissement du transfert en présence du muscle cardiaque. La masse du cœur est considérée comme une masse supplémentaire ajoutée au bout de la tige distale de Cardiolock. Ce qui explique que sa prise en compte diminue la pulsation propre ainsi que l'amortissement.

En supposant que la masse de la partie du myocarde liée à l'extrémité de Cardiolock est de 30 grammes ($\frac{1}{10}$ de la masse moyenne d'un cœur), en considérant les valeurs numériques données dans (4.17), et l'amortissement et la raideur identifiés au chapitre 2 ($f_c = 80 \text{ Nm}^{-1}\text{s}$, $K_c = 400 \text{ Nm}^{-1}$) nous obtenons :

- Une diminution de 16% de la pulsation propre.
- Une augmentation de 71% du facteur d'amortissement.
- Une diminution de 5% du gain statique.

Dans la suite, nous allons effectuer notre synthèse sur le modèle nominal qui, selon toute vraisemblance, peut être considérée comme le "pire" cas pour la robustesse. En effet la variation la plus importante du modèle est l'augmentation de l'amortissement. Ceci laisse présager

que le comportement du stabilisateur au contact du cœur est plus favorable à la synthèse de lois de commandes performantes. Nous étudierons dans un second temps la robustesse de nos lois de commande sur les plages de variation définies ci-dessus.

Une fois le système mécanique modélisé et la plage de variations des paramètres définie, nous pouvons à présent nous intéresser à la modélisation de la boucle de vision. La figure 4.7 représente les transferts des signaux de commande et de perturbation u et f vers la mesure visuelle v . La commande calculée u est convertie en une tension envoyée sur la boucle locale d'asservissement de l'actionneur piézoélectrique, à l'aide d'un convertisseur numérique-analogique qui est modélisé par un bloqueur d'ordre zéro (BOZ). La tension obtenue est la référence α^* de la boucle locale d'asservissement de l'actionneur. Étant donnée la rapidité de cette boucle locale, α^* est supposé égal à α , lui-même proportionnel au déplacement effectif de l'actionneur. La mesure de la sortie est obtenue grâce à une mesure visuelle v d'une cible attachée à l'extrémité de Cardiolock. Cette mesure est obtenue à l'aide d'une caméra rapide avec une période d'échantillonnage $T_e = 3$ ms. L'effet du temps d'exposition est modélisé par un filtre moyenneur $C_m(z) = \frac{1+z^{-1}}{2}$ dont le retard de groupe est de $\frac{T_e}{2}$ [Ranftl07]. Un retard est ajouté afin de prendre en compte le temps nécessaire à l'acquisition et au traitement de l'image.

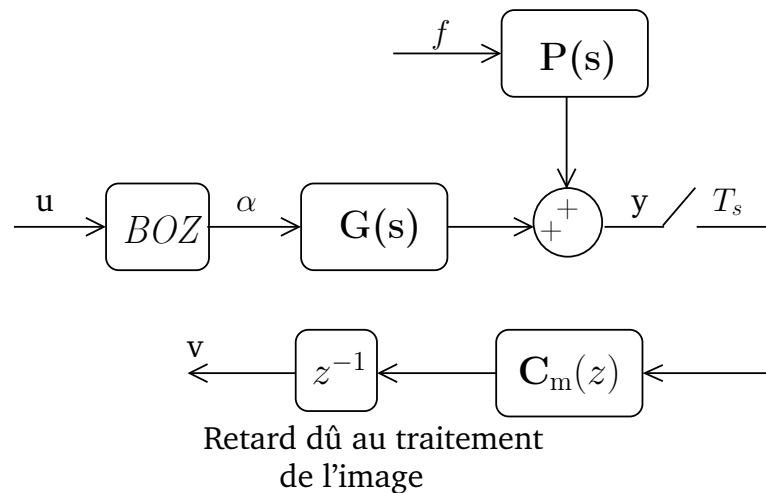


FIG. 4.7 – Le schéma bloc détaillé du système

4.2.2 Identification

Dans cette partie nous allons identifier expérimentalement le transfert entre u et v . Nous définissons tout d'abord la structure du modèle à identifier à partir de la modélisation effectuée précédemment. Dans un deuxième temps nous procédons à l'identification qui est faite successivement dans le domaine temporel puis fréquentiel, avant de confronter les résultats et de retenir le modèle destiné à la synthèse des lois de commande.

4.2.2.1 Structure du modèle

En se basant sur la modélisation précédente, nous pouvons écrire la transformée en z du transfert entre u et v , notée $\mathbf{G}_d(z)$, de la façon suivante :

$$\mathbf{G}_d(z) = (1 - z^{-1})\mathcal{Z}\left\{\frac{G(s)}{s}\right\}C_m(z)z^{-1} \quad (4.21)$$

avec :

$$\begin{cases} (1 - z^{-1})\mathcal{Z}\left\{\frac{G(s)}{s}\right\} = \frac{b_0z^{-1} + b_1z^{-2}}{1 + c_0z^{-1} + c_1z^{-2}} \\ C_m(z) = \frac{1 + z^{-1}}{2} \end{cases} \quad (4.22)$$

où b_0, b_1, c_0 et c_1 dépendent de la période d'échantillonnage ainsi que du gain, de l'amortissement et de la pulsation propre de $\mathbf{G}(s)$. Les expressions analytiques de ces paramètres sont sans intérêt pour la suite. Nous obtenons ainsi la structure suivante comme celle du modèle à identifier :

$$\mathbf{G}_d(z^{-1}) = z^{-2} \frac{n_0 + n_1z^{-1} + n_2z^{-2}}{1 + d_1z^{-1} + d_2z^{-2}} \quad (4.23)$$

4.2.2.2 Identification temporelle

Nous avons adopté une structure de modèle du type Erreur de Sortie (Output Error) qui peut être écrite de la façon suivante [Ljung99] :

$$v(k) = z^{-d} \frac{B(z^{-1})}{F(z^{-1})} u(k) + \mathcal{W}(k) \quad (4.24)$$

avec :

- d le nombre de retards du système.
- $B(z^{-1}) = b_0 + b_1z^{-1} + \dots + b_{n_b}z^{-n_b}$, où n_b est l'ordre du numérateur.
- $F(z^{-1}) = 1 + f_1z^{-1} + \dots + f_{n_f}z^{-n_f}$, où n_f est l'ordre du dénominateur.
- \mathcal{W} est un bruit d'énergie finie, de moyenne nulle et indépendant de u .

Afin d'effectuer l'estimation, le système est mis sous la forme suivante :

$$\hat{v}(k) = \phi^t(k, v) \theta \quad (4.25)$$

avec $\phi^t(k) = [u(k-d)u(k-d-1)\dots u(k-n_d-1) - v(k-1)\dots - v(k-n_f)]$ et $\theta = [b_0 b_1 \dots b_{n_b} \dots f_1 \dots f_{n_f}]$.

Les paramètres peuvent être estimés en utilisant un algorithme du type moindres carrés récursifs. Dans le régresseur, les mesures sont généralement remplacées par les prédictions *a posteriori* afin d'assurer une estimation non biaisée des paramètres [Landau98].

Le signal d'excitation doit être suffisamment riche sur le plan fréquentiel pour pouvoir effectuer une identification correcte. Son amplitude doit être assez petite pour identifier le comportement autour d'un point de fonctionnement mais assez grande pour avoir un bon rapport signal/bruit pour les mesures. Un Signal Binaire Pseudo Aléatoire (SBPA) est généralement utilisé en pratique comme entrée du système à identifier. Ce signal est choisi de telle sorte qu'il contienne au

moins une impulsion d'une durée supérieure au temps de montée du système afin d'identifier correctement le gain statique.

Afin d'identifier le comportement du Cardiolock, nous avons utilisé le SBPA présenté à la figure 4.8. Bien entendu, deux séquences de réponses sont enregistrées expérimentalement, la première servant à l'estimation et la deuxième à l'évaluation. Nous avons choisi les ordres obtenus grâce à l'étape de modélisation, à savoir : $d = 2$, $n_b = 2$ et $n_f = 2$. Nous avons utilisé la boîte à outils System Identification de Matlab afin d'effectuer l'estimation des paramètres.

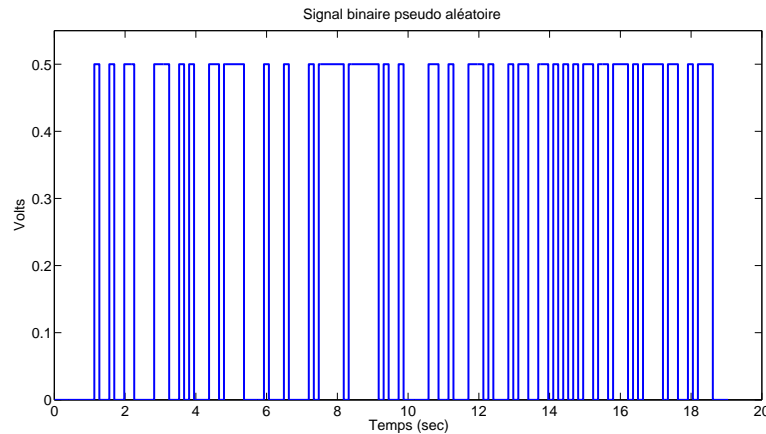


FIG. 4.8 – Signal d'excitation choisi

L'équation de transfert obtenue est la suivante :

$$\mathbf{G}_d(z^{-1}) = z^{-2} \frac{8.207 + 9.608z^{-1} + 5.594z^{-2}}{1 - 0.8827z^{-1} + 0.9747z^{-2}} \quad (4.26)$$

La figure 4.9 présente une superposition des mesures du second jeu de données et de la mesure visuelle simulée à l'aide du modèle. Le pourcentage de "fit" obtenu est de 93%, ce qui indique une bonne corrélation entre les mesures expérimentales et les sorties simulées par le modèle.

La figure 4.10 montre l'auto-corrélation de l'erreur d'estimation des paramètres ainsi que l'intercorrélation entre le signal d'excitation et l'erreur. Vue la qualité de notre estimation, l'erreur résultante peut être considérée comme constituée du bruit de mesure. Nous remarquons que notre bruit de mesure n'est pas un bruit blanc. La fréquence des pics d'auto-corrélation est à peu près égale à 50 Hz. Nous pouvons conclure qu'une partie du bruit de mesure est due à l'éclairage ambiant. On remarque aussi une faible inter-corrélation entre l'entrée et l'erreur. La variation de l'inter-corrélation est lente à l'extérieur de l'intervalle de confiance [Landau98], ce qui laisse comprendre qu'un ordre plus élevé du dénominateur pourrait être nécessaire. Nous ne cherchons à modéliser que la première résonance du système, et comme la valeur de l'inter-corrélation n'est pas importante, nous allons nous satisfaire de l'estimation obtenue.

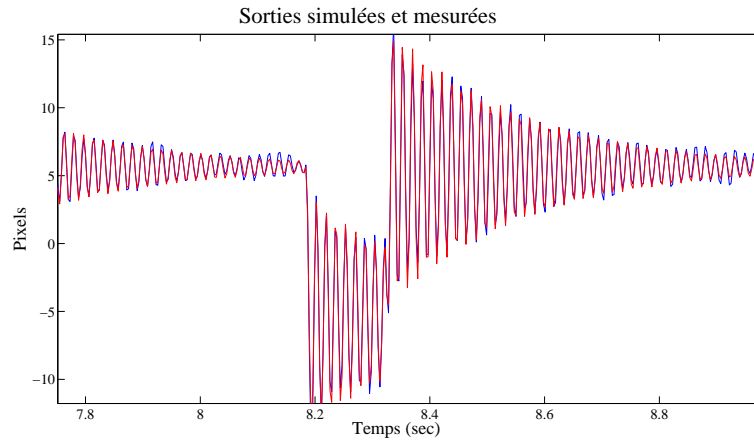


FIG. 4.9 – Extrait de la réponse du système à la SBPA (en bleu) et la réponse simulée à l'aide du modèle (en rouge)

4.2.2.3 Identification fréquentielle

Nous avons tout d'abord obtenu expérimentalement le diagramme de Bode de notre système, en excitant le système à l'aide de signaux sinusoïdaux. Pour chaque pulsation d'excitation ω , le gain et la phase sont obtenus par :

$$\begin{cases} M(\omega) = \sqrt{\frac{a_o^2 + b_o^2}{a_i^2 + b_i^2}} \\ \phi(\omega) = \arctan\left(\frac{-b_o}{a_o}\right) - \arctan\left(\frac{-b_i}{a_i}\right) \end{cases} \quad (4.27)$$

avec $a_i = \sum_{k=1}^N i(k) \sin(\omega k T_e)$ et $b_i = \sum_{k=1}^N i(k) \cos(\omega k T_e)$ les coefficients de Fourier du signal d'entrée i . a_o et b_o sont les coefficients de Fourier du signal de sortie.

Le diagramme de Bode obtenu expérimentalement est représenté sur la figure 4.11. La réponse fréquentielle présente un mode résonant faiblement amorti. La phase évolue de 0 à -2π rad. Le système peut être modélisé par un second ordre. Nous observons également des pics de moindre amplitude autour des 250 rad/sec. Cela s'explique si nous observons la figure 4.12 qui représente le diagramme de Bode du gain entre la commande et le déplacement dans la direction latérale, que nous contrôlons pas. En effet les petits pics correspondent à la résonance dans cette direction. Cet effet, que nous négligeons, est dû à un défaut de montage de Cardiolock, car l'actionneur n'est pas censé exciter le mode propre horizontal du dispositif.

Nous avons ensuite procédé à l'identification fréquentielle [Ljung06] d'un modèle de Cardiolock. Une fonction de transfert, qui se met sous la forme de l'équation (4.24), peut être exprimée à chaque fréquence comme suit :

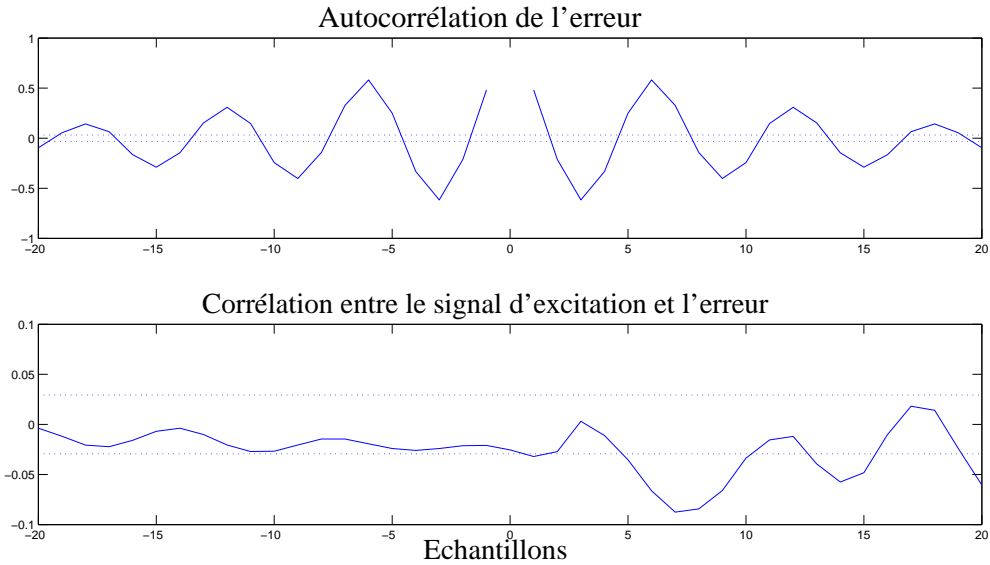


FIG. 4.10 – Vérification de la blancheur de l'erreur et de la décorrélation entre le bruit et le signal d'entrée

$$[\text{Re}(H(j\omega)) \text{Im}(H(j\omega))]^t = \Phi^t(j\omega) * \Theta \quad (4.28)$$

avec :

$$\begin{cases} \Phi^t = \begin{bmatrix} \text{Re}(e^{-j\omega d T_e}) \dots \text{Re}(e^{-j\omega(d+n_b)T_e}) & -\text{Re}(H(j\omega)e^{-j\omega T_e}) \dots -\text{Re}(H(j\omega)e^{-j\omega n_f T_e}) \\ \text{Im}(e^{-j\omega d T_e}) \dots \text{Im}(e^{-j\omega(d+n_b)T_e}) & -\text{Im}(H(j\omega)e^{-j\omega T_e}) \dots -\text{Im}(H(j\omega)e^{-j\omega n_f T_e}) \end{bmatrix} \\ \Theta = [b_0 \dots b_{n_b} \ f_1 \dots f_{n_f}]^t \end{cases} \quad (4.29)$$

En utilisant les données obtenues expérimentalement, le vecteur Θ est estimé par moindres carrés. La fonction de transfert obtenue est la suivante :

$$\mathbf{G}_d = z^{-2} \frac{8.263 + 9.417z^{-1} + 5.319z^{-2}}{1 - 0.8872z^{-1} + 0.9639z^{-2}} \quad (4.30)$$

Les figure 4.13 et 4.14 illustrent les parties réelles et imaginaires mesurées et identifiées.

4.2.2.4 Validation

Nous avons procédé à une étape de validation des deux modèles estimés. Les figures 4.15 et 4.16 montrent une comparaison des réponses indicielles et impulsionnelles des deux modèles identifiés, ainsi que des réponses mesurées expérimentalement. Nous remarquons que les deux

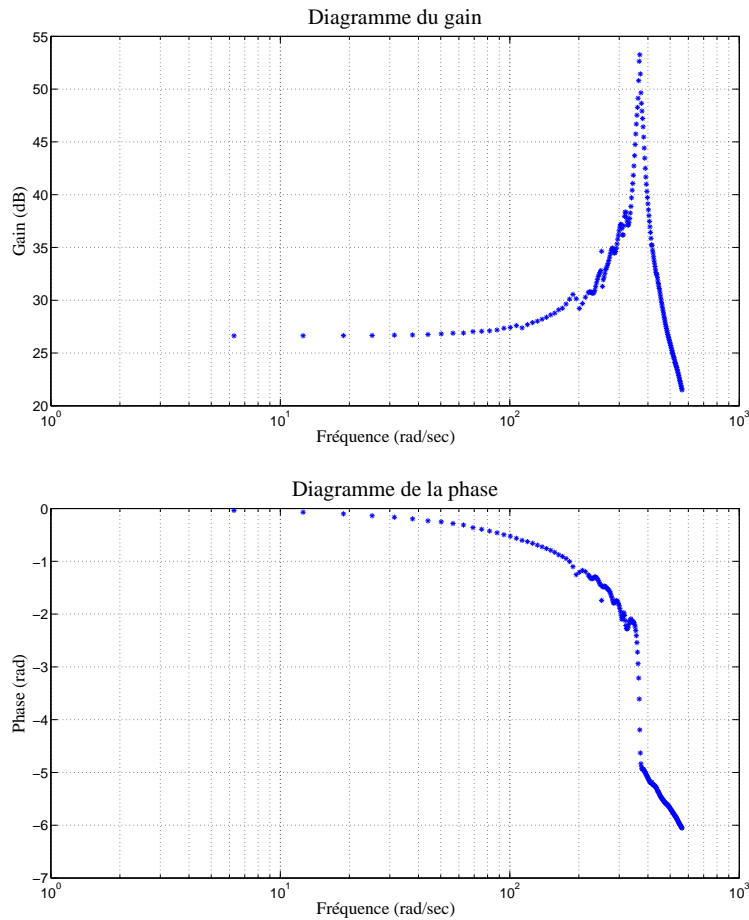


FIG. 4.11 – Diagrammes de Bode expérimentaux

modèles présentent des réponses ayant la même fréquence et qui sont en phase. A partir de ces observations, nous concluons que nous avons obtenu la même estimation de la fréquence de résonance avec les deux méthodes. Le diagramme de Bode de la figure 4.17 nous montre que les deux modèles ont le même gain statique. L'identification temporelle conduit à un modèle légèrement moins amorti. C'est ce dernier que nous allons adopter pour la synthèse des lois de commande.

4.3 Synthèse de lois de commande

Nous allons effectuer la synthèse des correcteurs en temps continu. Même si la synthèse H_∞ à temps discret est possible, nous préférons synthétiser des correcteurs à temps continu car l'interprétation des diagrammes de Bode y est plus aisée.

Pour cela nous transformons la fonction de transfert discrète identifiée en temps continu par la biais de la transformation bilinéaire. La fonction obtenue est notée $G_c(s)$, les indices c et d étant utilisés pour souligner le caractères continu ou discret des transferts. Cette transformation

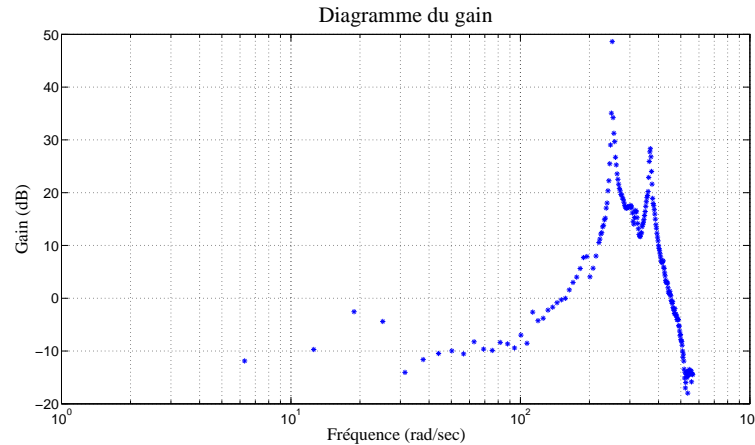


FIG. 4.12 – Diagramme de Bode du gain selon la direction horizontale

présERVE la norme H_∞ et l'allure des diagrammes fréquentiels. Une distorsion des fréquences est cependant observée en hautes fréquences. Cet aspect n'est pas rédhibitoire, car il est corrigé lors de la discrétisation du correcteur, obtenue par la même transformation.

Chaque correcteur est validé par des simulations où la perturbation appliquée provient de données obtenues *in vivo*. Les fréquences respiratoire et cardiaque lors de l'expérience sont respectivement égales à 0,26 Hz et 1,44 Hz.

4.3.1 Correcteur sans connaissance *a priori*

Dans un premier temps, nous synthétisons un correcteur avec rétroaction classique pour rejeter la perturbation cardiaque, sans connaissance précise de la fréquence cardiaque. Le système augmenté correspond alors à celui de la figure 4.2.

Pour notre système, la perturbation de sortie est cependant initialement une perturbation en effort, l'effort cardiaque. Soit \mathbf{P}_d le transfert entre la perturbation engendrée par l'effort cardiaque et la mesure visuelle. \mathbf{P}_c , sa transformation bilinéaire, doit être prise en compte et il faut donc modéliser le transfert $\mathbf{P}_c\mathbf{S}$, et non simplement la fonction de sensibilité \mathbf{S} .

Nous avons alors deux possibilités. La première consiste à choisir la fonction de pondération \mathbf{W}_1 à imposer à \mathbf{S} en examinant le comportement de $\mathbf{P}_c\mathbf{W}_1^{-1}$. La seconde possibilité, que nous adoptons, est d'utiliser le schéma augmenté à 4 blocs de la figure 4.18. La synthèse H_∞ consiste alors à minimiser le transfert entre $\mathbf{w} = [w_1, w_2]$, avec $w_1 = r$, et $\mathbf{z} = [z_1, z_3]$. Si nous notons γ , le facteur de performance, nous obtenons à chaque pulsation ω les inégalités suivantes :

$$\begin{aligned}
 |T_{er}(j\omega)| &< \gamma |W_1^{-1}(j\omega)| \\
 |T_{ur}(j\omega)| &< \gamma |W_3^{-1}(j\omega)| \\
 |T_{ep}(j\omega)| &< \gamma |W_1^{-1}(j\omega)W_2^{-1}(j\omega)| \\
 |T_{up}(j\omega)| &< \gamma |W_3^{-1}(j\omega)W_2^{-1}(j\omega)|
 \end{aligned} \tag{4.31}$$

Ainsi, à l'aide de \mathbf{W}_1 qui contraint \mathbf{S} nous pouvons régler la marge de module (critère de ro-

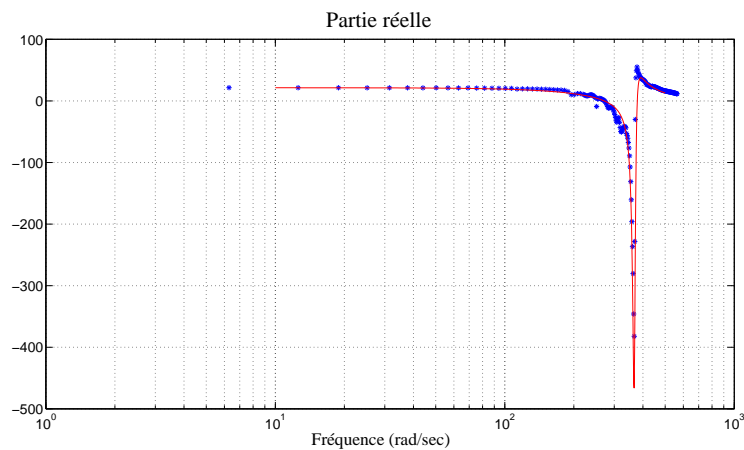


FIG. 4.13 – Identification fréquentielle de G_d : Les parties réelles mesurées (en bleu) et estimées (en rouge)

bustesse) et spécifier la bande passante et l'erreur statique (critères de performance) du transfert $P_c S$ via W_2 .

La seule inconnue pour pouvoir synthétiser le correcteur est le transfert P_c . Ce transfert peut être construit en appliquant la transformée bilinéaire à P_d . P_d représente le transfert entre f et v sur la figure 4.7. Il est obtenu en multipliant la transformée bilinéaire de P par le modèle de la caméra et le terme de retard. D'après notre modélisation (équations (4.15) et (4.16)), le transfert P est composé du même dénominateur que G et d'un gain statique. Le gain statique peut être identifié expérimentalement et le dénominateur est obtenu en considérant les pôles dominants de G_c , la transformation bilinéaire du transfert identifié.

Pour la synthèse nous allons utiliser P_c en fixant à 1 son gain statique. Cela ne change rien à la synthèse et permet une meilleure lisibilité du gain des diagrammes de Bode car ils exprimeront une amplification en pixels.

Nous avons synthétisé un correcteur avec les pondérations suivantes :

- $W_1 = 0.5$ afin d'imposer une marge de module de 0.5.
- $W_2 = \frac{0.05s+82}{s+0.4}$. W_2 a la même forme que l'équation (4.7) avec $\delta = 0.05$, $\omega_s = 82$ rad/sec et $\epsilon = 5e^{-3}$.
- $W_3 = \frac{s+14.44}{1e^{-6}+130}$. Ce qui correspond si l'on considère l'équation (4.8) à $k_1 = 1e^{-6}$, $k_2 = 9$ et $\omega_s = 130$ rad/sec.

L'indice de performance obtenu est $\gamma = 1.04$. La figure 4.24 représente les différents transferts ainsi que les gabarits imposés. La figure 4.27 illustre le diagramme de gain de Bode du correcteur.

Afin d'effectuer l'analyse de robustesse, le schéma augmenté est mis sous la forme de la figure

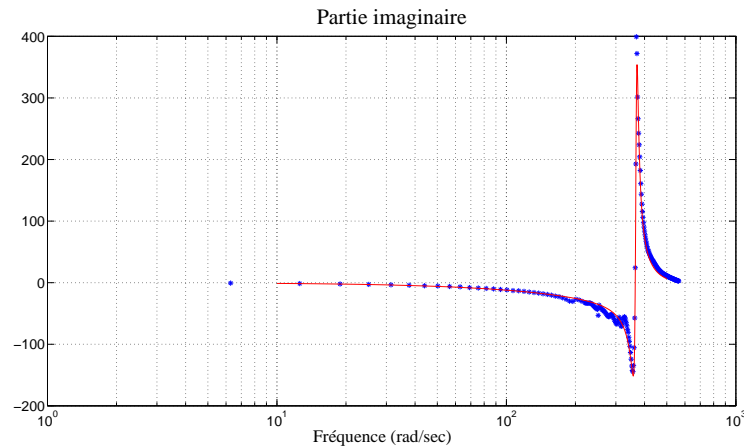


FIG. 4.14 – Identification fréquentielle de G_d : Les parties imaginaires mesurées (en bleu) et estimées (en rouge)

4.19. La fonction de transfert G_0 correspond au système physique, et est obtenue par extraction du gain statique et deux pôles dominants de G_c . Elle est ensuite mise sous la forme d'une fonction de transfert d'un second ordre afin de pouvoir définir l'incertitude sur les paramètres modaux. La mise sous la forme d'une LFR normalisée est effectuée avec la Robust Control Toolbox de Matlab.

Les incertitudes sont définies à l'aide des pourcentages obtenus pendant la phase de modélisation. Les fonctions de transferts G_1 et P_1 sont égales respectivement à $G_c G_0^{-1}$ et $P_c G_0^{-1}$. Notons que les fonctions de pondération ne sont utiles que pour l'étude de la robustesse en performance.

Pour les incertitudes considérées, la marge de robustesse en stabilité obtenue est de 1,02 et la marge de robustesse en performance est de 0,96. Cela nous permet de conclure que notre système bouclé est stable sur toute la plage d'incertitudes. De plus les performances nominales sont garanties sur l'ensemble de cette plage.

Le correcteur obtenu a été testé en simulation (Fig.4.29). L'écart type du mouvement résiduel passe de 0,165 mm à 0,03 mm après le déclenchement de la stabilisation active. La valeur crête à crête de l'erreur passe de 0,679 mm à 0,179 mm.

4.3.2 Correcteur avec connaissance de la fréquence cardiaque

Avec l'approche décrite précédemment, la composante respiratoire de la perturbation cardiaque est complètement supprimée. Les harmoniques de la composante cardiaque sont cependant seulement partiellement rejetées (Fig.4.20). Afin d'améliorer le rejet de la partie cardiaque de la perturbation nous allons augmenter le gain du correcteur autour de la fréquence cardiaque et de ses harmoniques en utilisant des filtres résonants de la forme suivante :

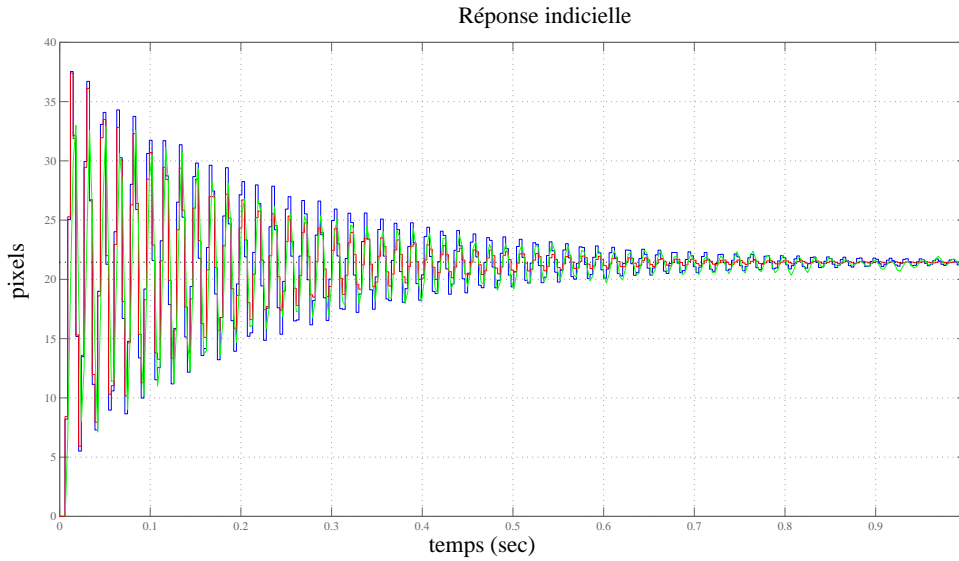


FIG. 4.15 – Réponse indicielle du système mesurée (en vert), identifiée temporellement (en bleu) et fréquentiellement (en rouge)

$$T(s) = \frac{s^2 + 2\zeta_{\text{num}}s + \omega_c^2}{s^2 + 2\zeta_{\text{den}}s + \omega_c^2} \quad (4.32)$$

où ω_c est la fréquence d'intérêt et $\zeta_{\text{num}} > \zeta_{\text{den}} \in [0 \ 1]$. Le ratio entre ζ_{den} et ζ_{num} impose l'amplification autour de ω_c . Plus ζ_{den} est grand, moins le filtre est robuste à une incertitude sur la fréquence d'intérêt. Dans la suite, nous avons choisi $\zeta_{\text{num}} = 0,45$ et $\zeta_{\text{den}} = 0,01$.

Pour la synthèse, nous avons gardé les mêmes pondérations que pour le correcteur sans connaissance *a priori*. \mathbf{W}_2 est multipliée par quatre filtres résonants centrés autour de la fréquence cardiaque fondamentale et de ses trois premières harmoniques. Ceci permet de faire chuter le gain de $\mathbf{P}_c\mathbf{S}$ autour de ces fréquences, et d'assurer un meilleur rejet de la perturbation. La fonction de pondération \mathbf{W}_3 a été divisée par le produit des filtres résonants car les pics résultants de ces filtres peuvent contraindre d'une façon drastique le gain du correcteur.

L'indice de performance obtenu est de $\gamma = 1,03$. La figure 4.25 montre les différents transferts et les gabarits correspondants. Nous pouvons remarquer les pics de gain correspondant à l'effet des filtres résonants sur le diagramme de Bode du gain du correcteur (Fig.4.27).

L'analyse de robustesse montre que le système reste stable et que les performances nominales sont garanties sur l'ensemble de la plage d'incertitudes considérée.

Le correcteur a été également testé en simulation (Fig.4.29). L'écart type et la valeur crête à crête de l'erreur sont respectivement de 0,0125 mm et 0,095 mm (soit des gains de facteurs 2,6 et 1,8 par rapport au correcteur sans connaissance *a priori* (tableau 4.2)). Nous remarquons

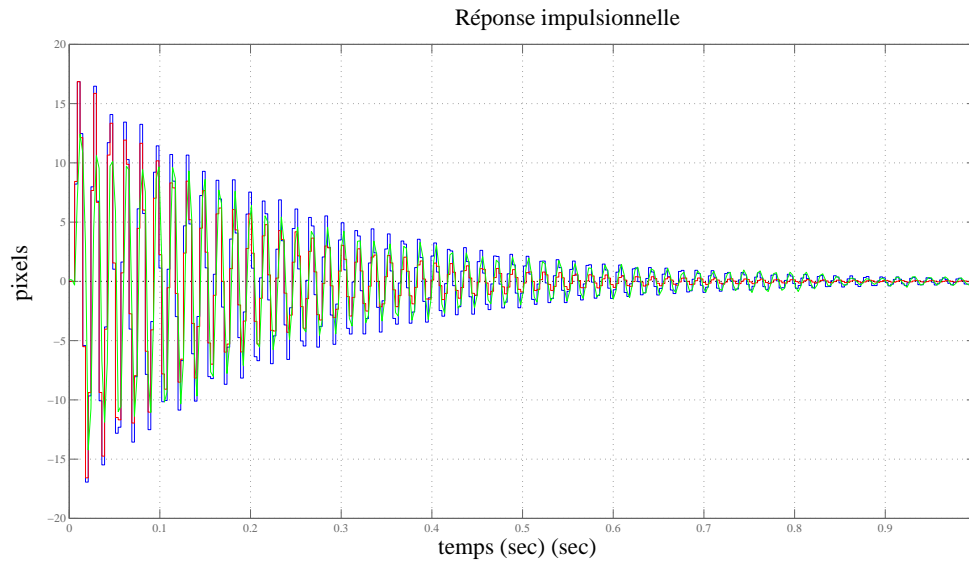


FIG. 4.16 – Réponse impulsionnelle : en vert mesurée, en bleu identifiée temporellement et en rouge fréquentiellement

également la forte atténuation des harmoniques de la composante cardiaque sur la figure 4.20.

4.3.3 Correcteur avec utilisation d'un modèle du mouvement cardiaque

Dans la littérature, il a été prouvé que l'utilisation de la prédiction du mouvement cardiaque peut améliorer d'une façon significative les résultats de rejet de perturbations. Le correcteur GPC a alors été largement utilisé dans le cadre de la compensation du mouvement cardiaque.

Nous avons proposé dans le chapitre 2 une méthode efficace de prédiction du mouvement cardiaque. Nous présentons ici son utilisation dans un schéma de commande prédictif, tout en restant dans le cadre du formalisme H_∞ . Nous proposons, en effet, un correcteur à 2 degrés de liberté comprenant un terme de rétroaction et un terme d'anticipation. Le terme d'anticipation est alimenté par la prédiction de la perturbation. En supposant que notre prédiction est parfaite, nous pouvons modéliser son effet par un terme d'avance et obtenir ainsi le schéma de la figure 4.23.

La synthèse H_∞ ne peut pas tenir compte de fonctions de transfert non causales, ce qui est le cas pour le terme d'avance. Afin de contourner cette limitation, le terme d'avance est donc en fait remplacé par un retard comme cela est montré sur la figure 4.23 qui représente le schéma augmenté en vue de la synthèse. Le retard est approché par un modèle de Pade car nous effectuons une synthèse à temps continu.

Il est à noter que la commande H_∞ avec l'utilisation d'un terme prédictif déjà abordée dans la littérature [Cohen97, Kojima04] mais dans les travaux existants, la synthèse n'est pas faite dans le cadre du schéma standard.

Dans l'application considérée, l'effet de la perturbation cardiaque n'est pas mesurable. Il faut donc estimer la valeur de cette perturbation afin de pouvoir utiliser l'algorithme de prédiction.

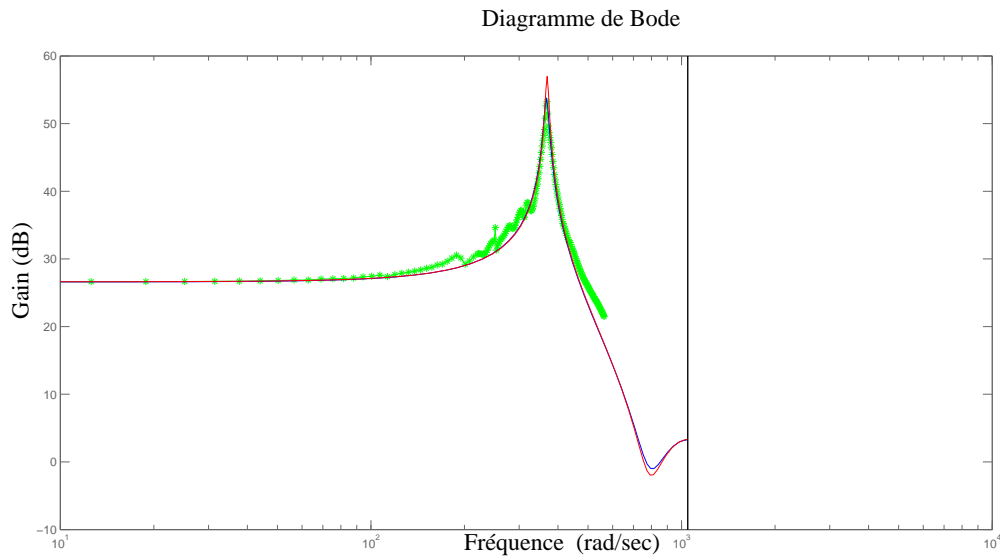


FIG. 4.17 – Réponse impulsionnelle : en vert mesurée, en rouge identifiée temporellement et en bleu fréquentiellement

Nous allons utiliser l'estimateur simple suivant :

$$\text{perturbation} := \text{sortie} - \text{commande} \times \text{système}. \quad (4.33)$$

Les fonctions de pondération choisies sont les suivantes :

- $\mathbf{W}_1 = \frac{0.5s+20}{s+0.1}$ afin d'imposer une marge de module de 0,5, une bande passante de 20 rad/sec et une erreur statique de $5e^{-3}$. Remarquons que les contraintes de performances choisies sont faibles afin de permettre de constater l'effet de l'anticipation.
- $\mathbf{W}_2 = 1$. Le transfert $\mathbf{P}_c\mathbf{S}$ ne sera donc contraint que par \mathbf{W}_1^{-1} .
- $\mathbf{W}_3 = \frac{0.0001s^2}{1e-12s^2+2e-06s+1}$. Nous avons choisi une fonction de transfert du second ordre afin d'imposer une décroissance rapide. En effet, en utilisant le terme prédictif nous pouvons nous permettre de diminuer le gain de la chaîne directe.

L'indice de performance obtenu est de $\gamma = 0.69$. La figure 4.26 montre les différents transferts de la boucle fermée et les gabarits correspondants. La figure 4.28 montre le correcteur obtenu.

Ce schéma de commande a les mêmes propriétés de robustesse en stabilité que le correcteur sans connaissance *a priori*, à simple rétroaction, étant donné que la prédiction alimente la composante "feedforward" du correcteur et n'altère donc pas la stabilité de la boucle fermée. Les performances doivent en revanche se dégrader car la prédiction va être erronée si le modèle nominal du système qui sert à estimer la perturbation courante est loin de la réalité. Une évaluation de la robustesse de ce schéma de commande est donnée dans [Bachta08a].

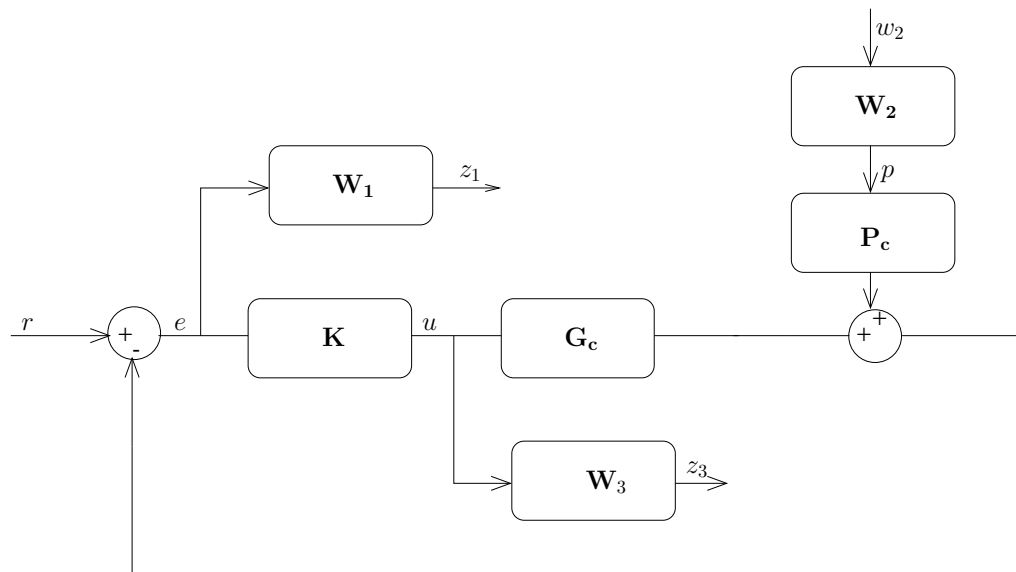


FIG. 4.18 – Le système augmenté à 4 blocs

Le correcteur a été également testé en simulation (Fig.4.29). Afin de mettre en avant les capacités intrinsèques au schéma de commande adopté, nous avons utilisé une prédiction exacte de la prédiction et non la valeur approchée donnée par l'algorithme de prédiction. Le déplacement crête à crête est de 0,028 mm, soit quatre fois moins important qu'avec l'utilisation du correcteur basé sur la fréquence cardiaque, utilisant des filtres résonants. Nous devons, cependant, nous attendre à des résultats expérimentaux moins bons si l'on utilise un algorithme de prédiction qui sera une source d'erreurs. Nous analyserons cet aspect lors des tests expérimentaux.

En outre, il serait intéressant de synthétiser un correcteur avec une composante de rétroaction plus rapide afin de cumuler l'apport de la prédiction et des propriétés de rejet de perturbations d'un correcteur à rétroaction.

4.3.4 Discussion

Les écarts types ainsi que les valeurs crête à crête du mouvement résiduel lors de l'utilisation des différentes lois de commande sont récapitulés dans le tableau 4.2. Les trois correcteurs donnent des résultats satisfaisants même si celui à rétroaction simple, n'utilisant aucune connaissance *a priori*, ne satisfait pas le cahier des charges, car la valeur crête à crête de l'erreur est supérieure à 0,1 mm. Nous allons discuter des avantages et inconvénients des trois stratégies de commande.

L'avantage du correcteur avec simple rétroaction est qu'il ne nécessite aucune connaissance *a priori* sur la perturbation cardiaque. Cette caractéristique est intéressante car nous savons que les paramètres physiologiques caractérisant la perturbation varient d'un patient à un autre et peuvent même évoluer pendant la durée de l'intervention chirurgicale.

Le correcteur à rétroaction avec utilisation de filtres résonants repose sur la connaissance de la fréquence cardiaque. Il améliore d'une façon significative les résultats de stabilisation. Cepen-

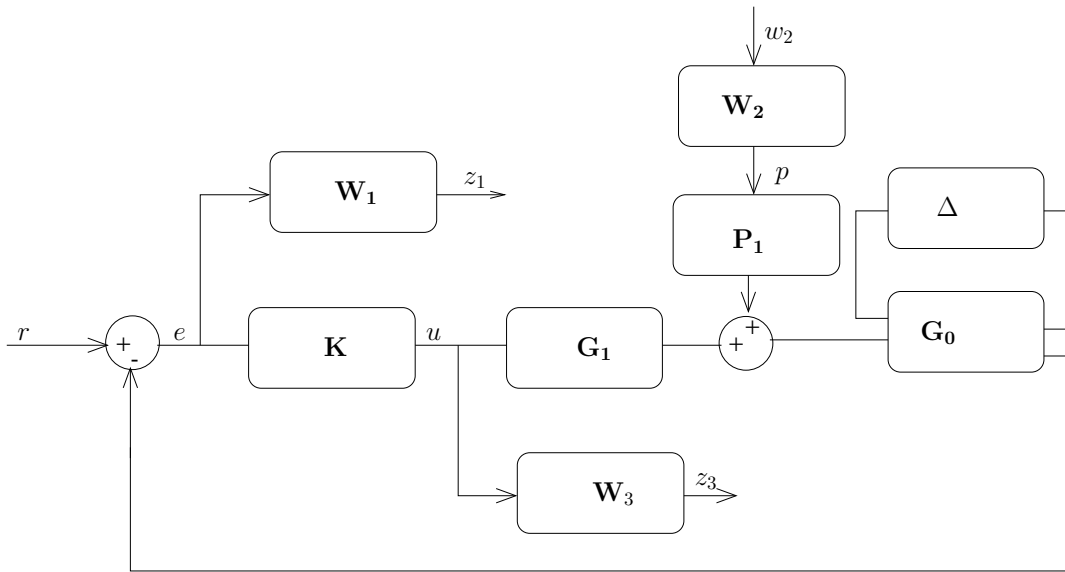


FIG. 4.19 – Schéma d'analyse de la robustesse

La valeur de la fréquence cardiaque doit être connue de manière assez précise pendant la phase de synthèse, ce qui n'est pas possible avant l'opération. De plus ce type de correcteurs ne peut pas s'adapter à une évolution du rythme cardiaque durant l'acte chirurgical. La première difficulté peut être contournée facilement en préparant une base de données de correcteurs couvrant toute la gamme de fréquences atteignables par le cœur. La deuxième inconvénient peut être résolu si nous nous plaçons dans un formalisme LPV avec comme paramètre variant la fréquence du cœur [Xu03].

Finalement le correcteur incluant un modèle du mouvement cardiaque, *via* une composante prédictive, est celui qui donne les meilleurs résultats. De par la capacité d'adaptation aux changements de paramètres physiologiques de l'algorithme de prédiction, ce correcteur peut être synthétisé sans disposer des propriétés précises du mouvement cardiaque. La principale difficulté est que la perturbation cardiaque est non mesurable. L'estimation de cette dernière peut être erroné si le modèle du système est trop altéré par le contact avec le muscle cardiaque.

Connaissance <i>a priori</i> utilisée	STD avant (mm)	STD après (mm)	crête à crête avant (mm)	crête à crête après (mm)
Sans	0,165	0,033	0,679	0,179
Fréquence cardiaque	0,165	0,0125	0,679	0,095
Modèle du mouvement cardiaque	0,165	0,004	0,679	0,028

TAB. 4.2 – Résultats de simulation

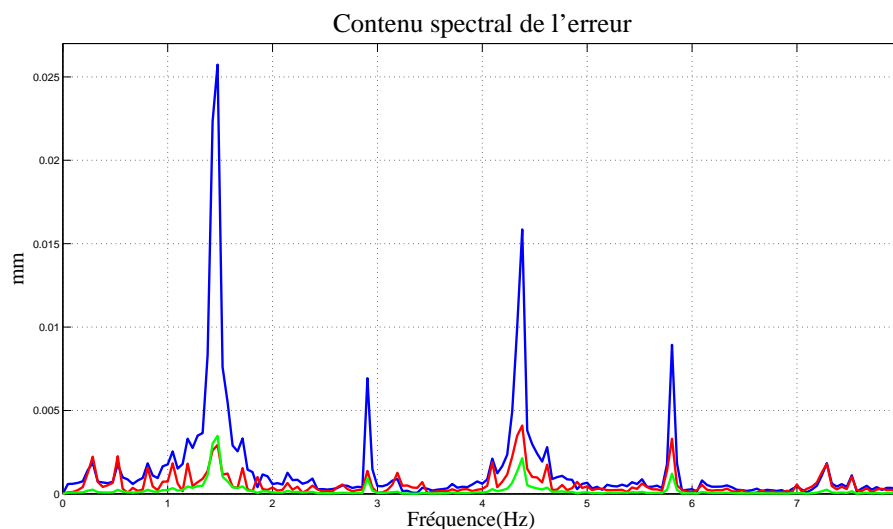


FIG. 4.20 – Analyse spectrale du mouvement résiduel : correcteur sans connaissance *a priori* en bleu, correcteur à filtres résonants utilisant la fréquence cardiaque en rouge, et correcteur avec composante prédictive utilisant un modèle de mouvement cardiaque en vert

4.4 Résultats expérimentaux

La figure 4.21 montre le dispositif expérimental utilisé afin de valider les correcteurs synthétisés. Le banc expérimental est composé du Cardiolock muni d'un marqueur visuel attaché à l'extrémité de sa tige, d'une caméra rapide pour mesurer le déplacement au bout du stabilisateur et d'un robot à 2ddl en rotation. Ce dernier est utilisé pour simuler le déplacement du coeur. Un ressort présentant une constante de raideur comparable à celle d'un muscle cardiaque sert d'interface entre le robot simulateur du mouvement cardiaque et Cardiolock.

La mesure visuelle est effectuée à l'aide d'une caméra rapide cadencée à 333 Hz et qui est positionnée de telle sorte que le plan image soit parallèle au plan du marqueur visuel. Ainsi, aucune reconstruction 3D n'est nécessaire pour obtenir le déplacement du stabilisateur.

Le robot simulant le mouvement cardiaque reproduit un mouvement qui résulte de la superposition d'une composante respiratoire contenant 6 harmoniques et dont la fréquence fondamentale est égale à 0,25 Hz, et d'une composante cardiaque de 8 harmoniques dont les 4 premières sont modulées par la respiration. La fréquence cardiaque adoptée est de 1,5 Hz.

Les résultats obtenus en utilisant les trois correcteurs sont donnés sur la figure 4.30 et les performances sont rassemblés dans le tableau 4.3. Le classement des correcteurs est inchangé par rapport à la simulation. Nous remarquons cependant que le correcteur incluant le modèle de mouvement cardiaque n'améliore plus que d'un facteur deux les résultats obtenu avec le correcteur basée sur la connaissance de la fréquence cardiaque. Ceci s'explique par l'introduction de deux sources d'erreur par rapport à la simulation : l'estimation de la perturbation et l'utilisation d'un algorithme de prédiction.

Sur la figure 4.30, la courbe correspondant à l'utilisation du correcteur avec composante prédictive commence à zéro contrairement aux autres courbes. En effet une étape d'initialisation a été nécessaire avant la mise en route de la perturbation. Une modification logicielle mineure nous permettra de nous affranchir de cette étape.

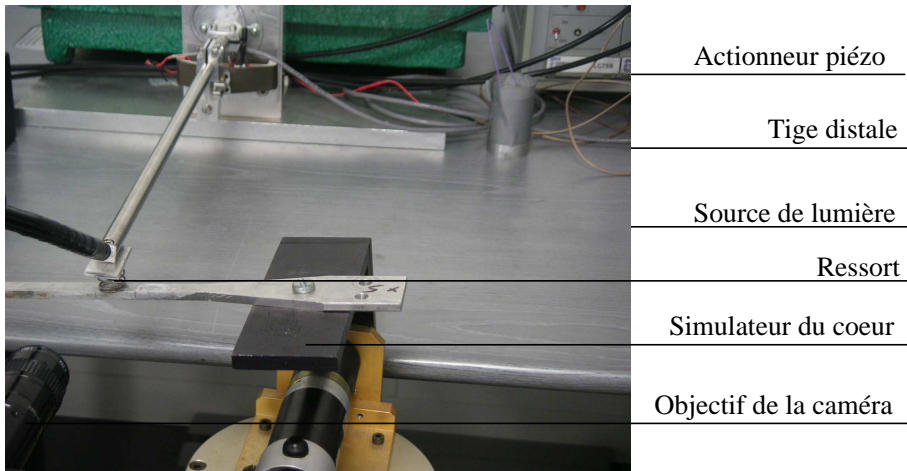


FIG. 4.21 – Dispositif expérimental

Connaissance <i>a priori</i> utilisée	STD avant (mm)	STD après (mm)	crête à crête avant (mm)	crête à crête après (mm)
Sans	0,138	0,033	0,512	0,170
Fréquence cardiaque	0,133	0,013	0,489	0,106
Modèle du mouvement cardiaque	0,124	0,009	0,482	0,058

TAB. 4.3 – Résultats expérimentaux

4.5 Expérience *in vivo*

Le concept de stabilisation active a été validé lors d'une séance d'expériences sur un sujet porcin qui a subi une sternotomie médiane après avoir reçu une anesthésie générale. Ce dernier était également sous respirateur artificiel, cadencé à 16 respirations par minute. Le rythme cardiaque est de 1,81 battements par seconde.

Afin d'accéder à la cage thoracique, Cardiolock est équipé d'un embout à l'extrémité de sa tige (Fig. 4.22). L'embout utilisé est celui dont la description est donnée au chapitre 2.

L'embout modifie sensiblement la fonction de transfert entre l'actionnement et la mesure vi-

suelle. Il diminue l'amortissement et réduit la bande passante. Un correcteur du type rétroaction simple (paragraphe 4.3.1) est synthétisé sur le modèle du système modifié [Bachta07].

La figure 4.31 montre les résultats obtenus lors d'un essai de stabilisation. La stabilisation active est déclenché à la 6^{ème} seconde. Le déplacement crête à crête est divisé par 4. La RMS passe de 0.37 mm avant le déclenchement de la commande à 0.03 mm pendant le rejet actif de la perturbation.

Nous avons également enregistré la force au contact pendant cet essai. Nous remarquons la valeur de l'effort n'augmente que très légèrement pendant la stabilisation.

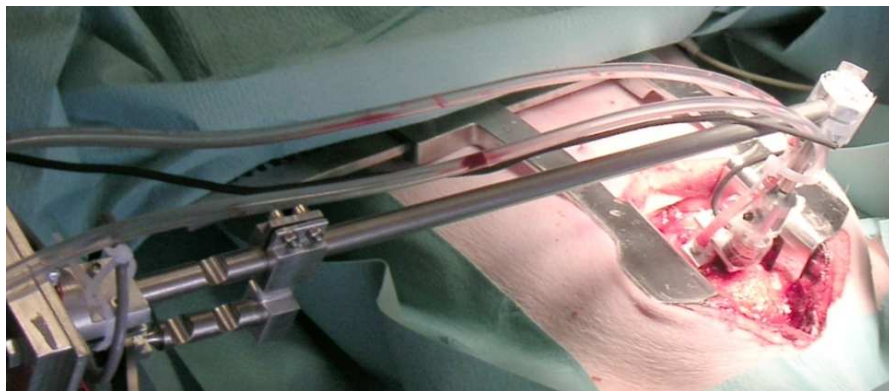


FIG. 4.22 – Dispositif expérimental lors de l'expérience *in vivo*

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé d'utiliser la méthodologie H_∞ pour mettre en place la commande d'un stabilisateur cardiaque actif. Après avoir introduit les outils de synthèse et d'analyse de robustesse nécessaires, nous avons proposé trois commandes incluant à différents degrés la connaissance *a priori* que nous avons de la perturbation que constitue le mouvement cardiaque. Une discussion a alors été proposée, s'appuyant sur les résultats obtenus en simulation. Un banc expérimental a ensuite permis de montrer les performances du stabilisateur cardiaque actif. Une première expérience *in vivo* a confirmé la pertinence et la faisabilité du principe de la stabilisation active.

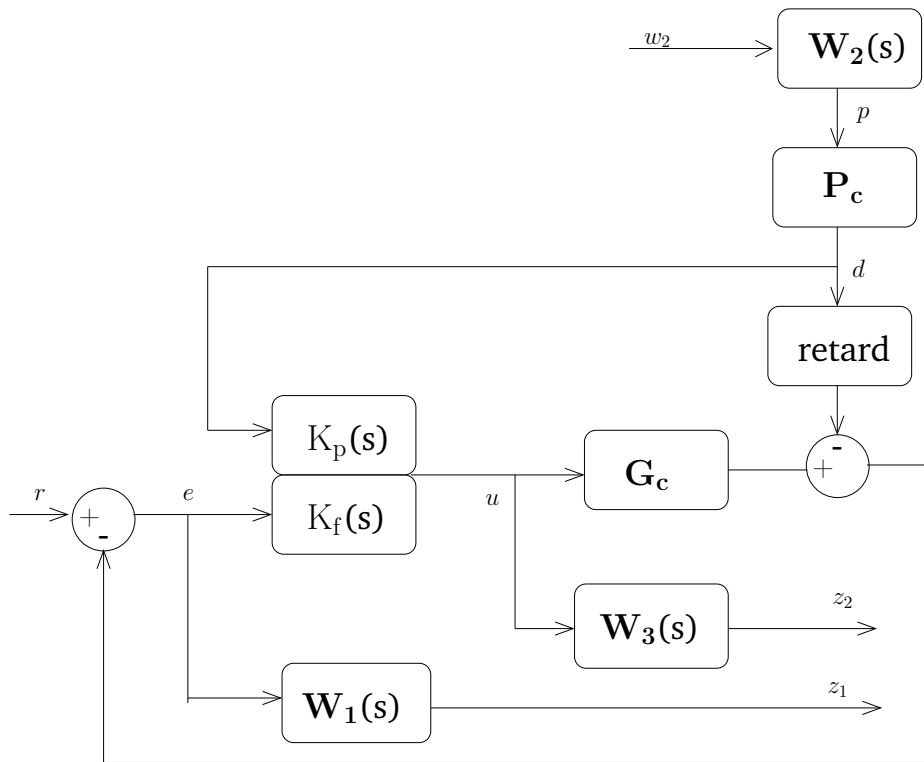
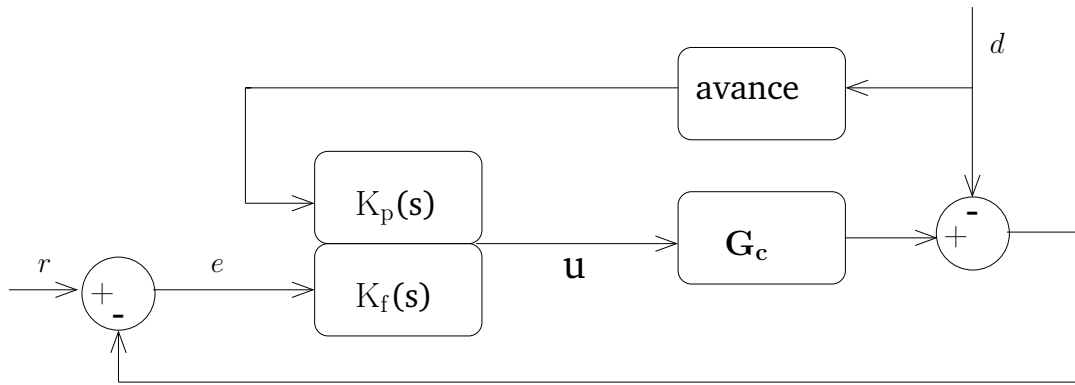


FIG. 4.23 – Correcteur H_∞ à deux degrés de liberté

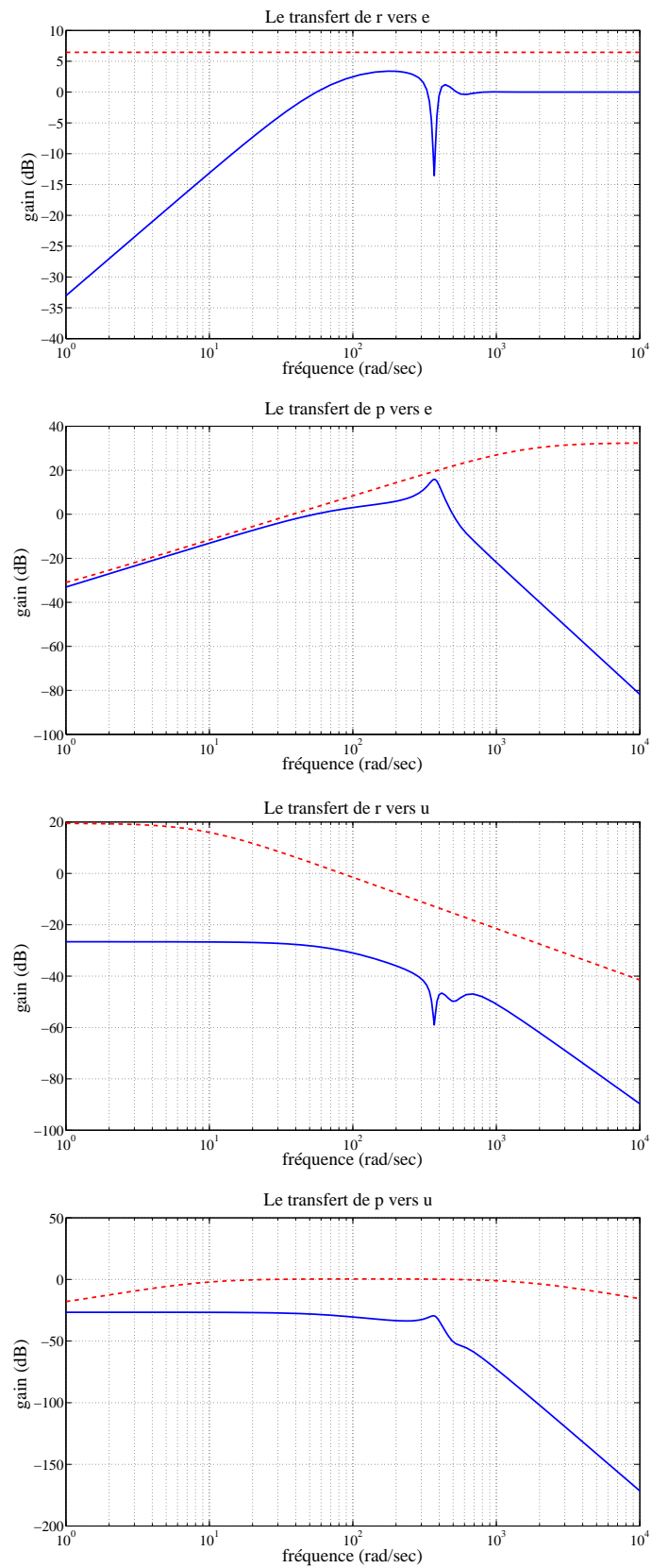


FIG. 4.24 – Correcteur sans connaissance *a priori* : transferts de la boucle fermée et gabarits correspondants

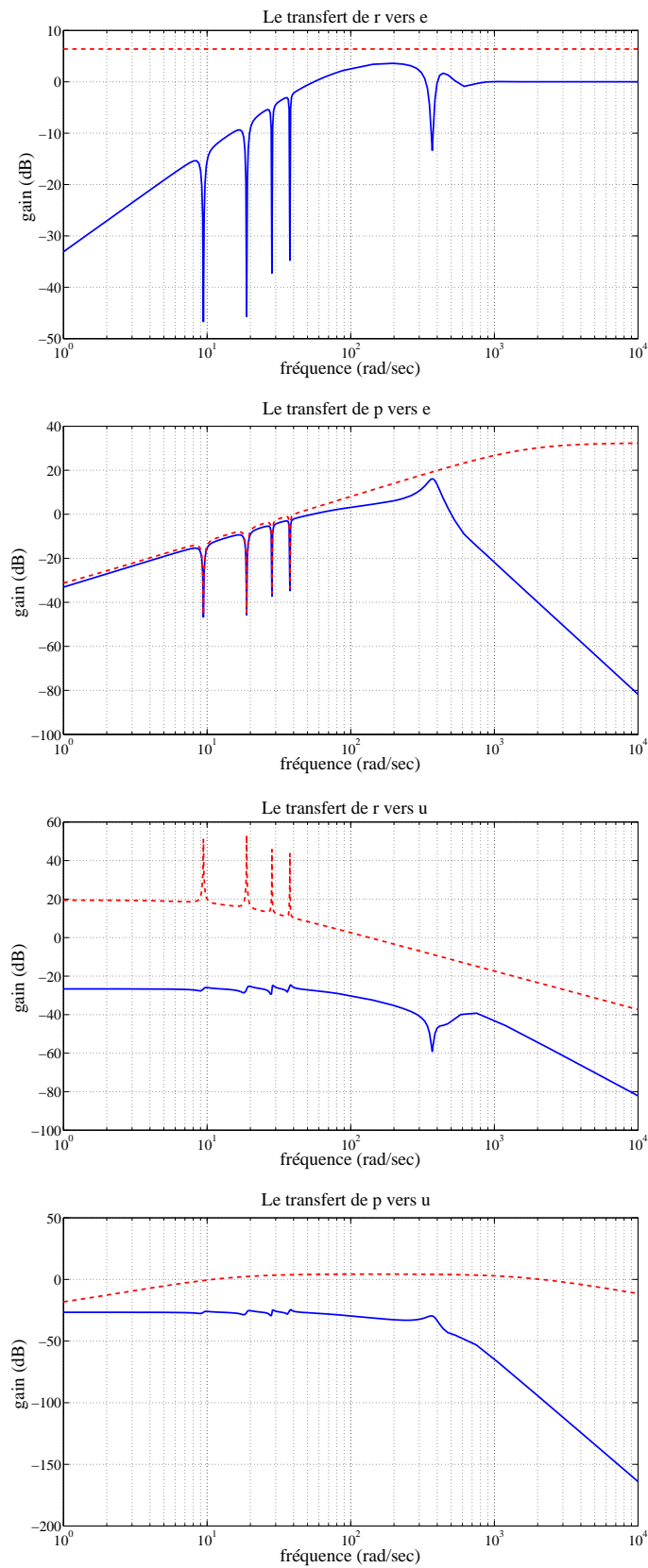


FIG. 4.25 – Correcteur avec connaissance de la fréquence cardiaque : transferts de la boucle fermée et gabarits correspondants

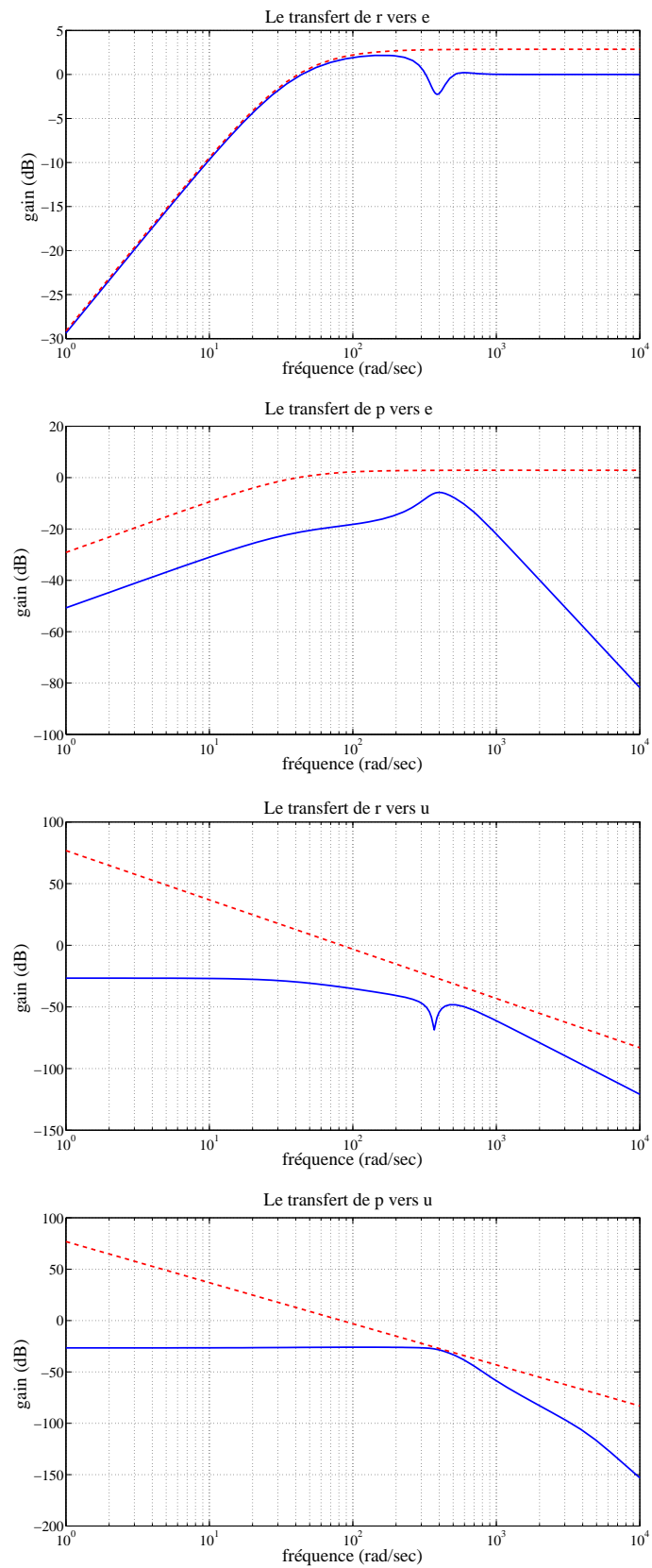


FIG. 4.26 – Correcteur avec modèle de mouvement cardiaque : transferts de la boucle fermée et gabarits correspondants

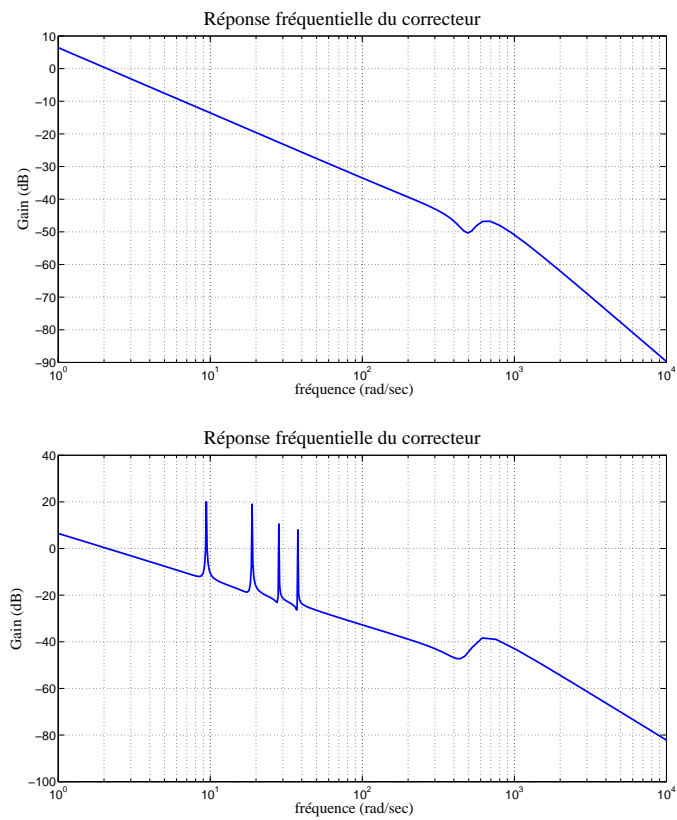


FIG. 4.27 – Diagrammes de Bode des correcteurs : en haut, correcteur sans connaissance *a priori* et en bas, avec prise en compte de la fréquence cardiaque

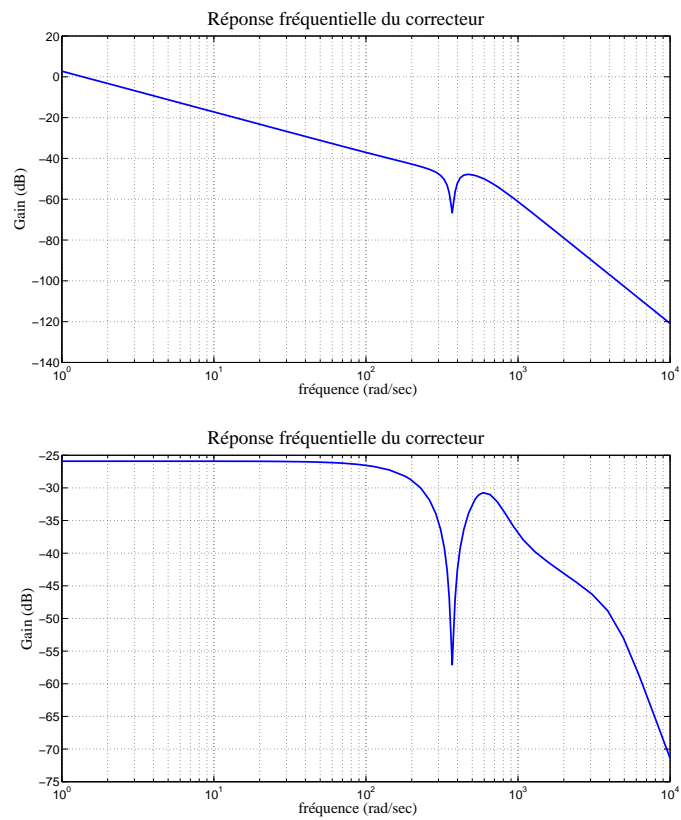


FIG. 4.28 – Diagrammes de Bode du correcteur avec modèle de mouvement cardiaque : en haut la partie à rétroaction et en bas la partie "feedforward"

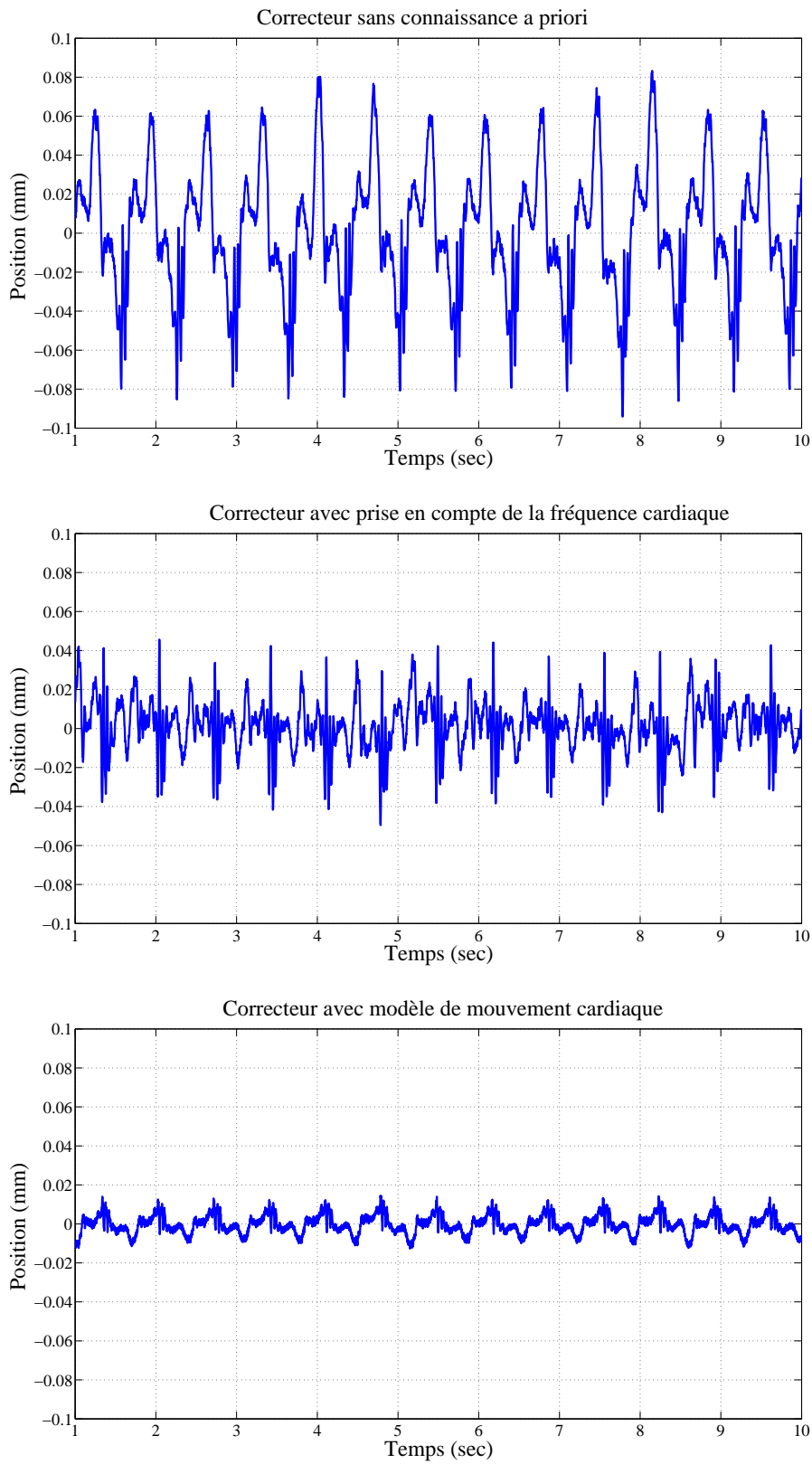


FIG. 4.29 – Simulation de stabilisation active

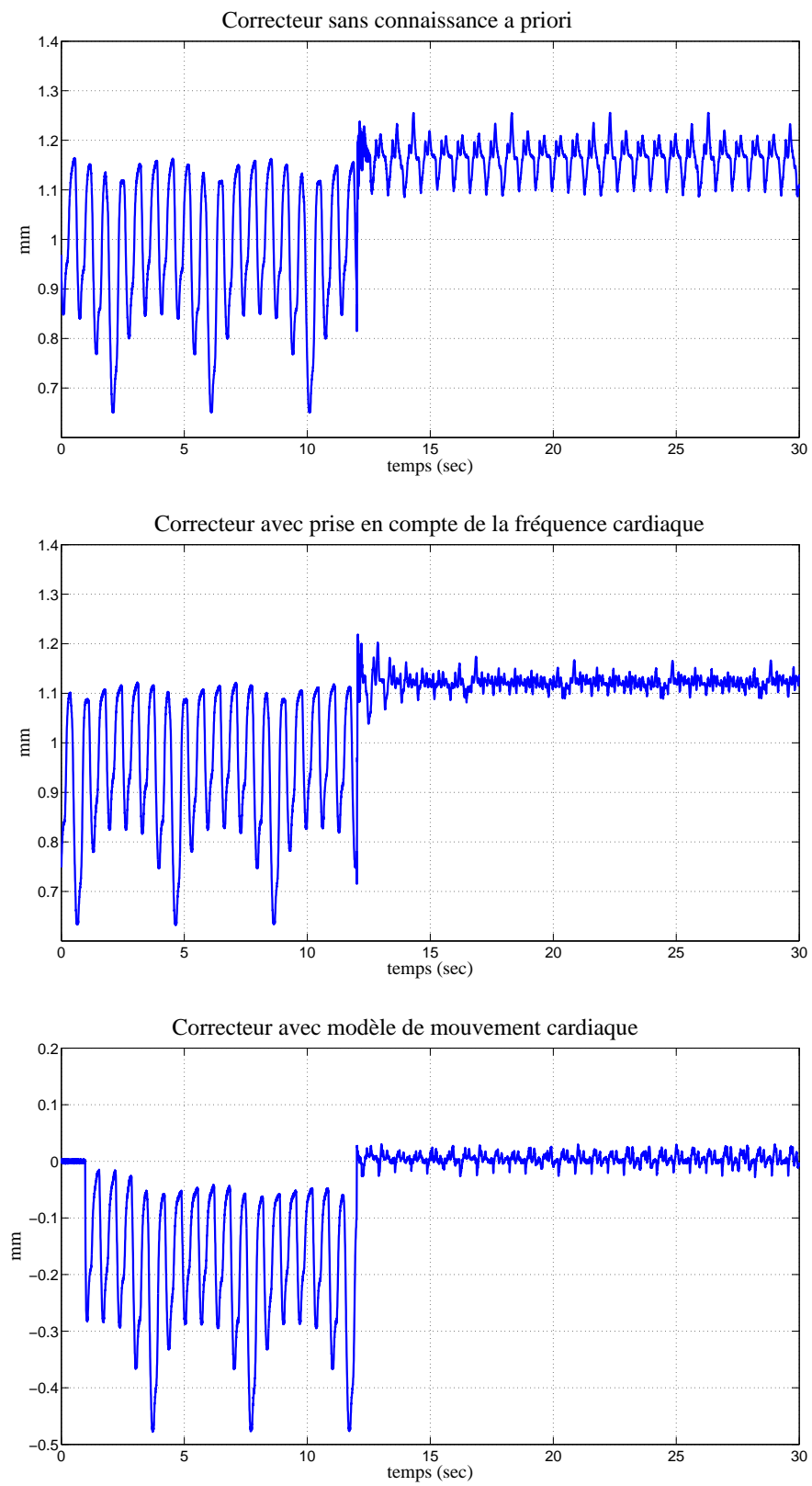


FIG. 4.30 – Résultats expérimentaux de stabilisation active

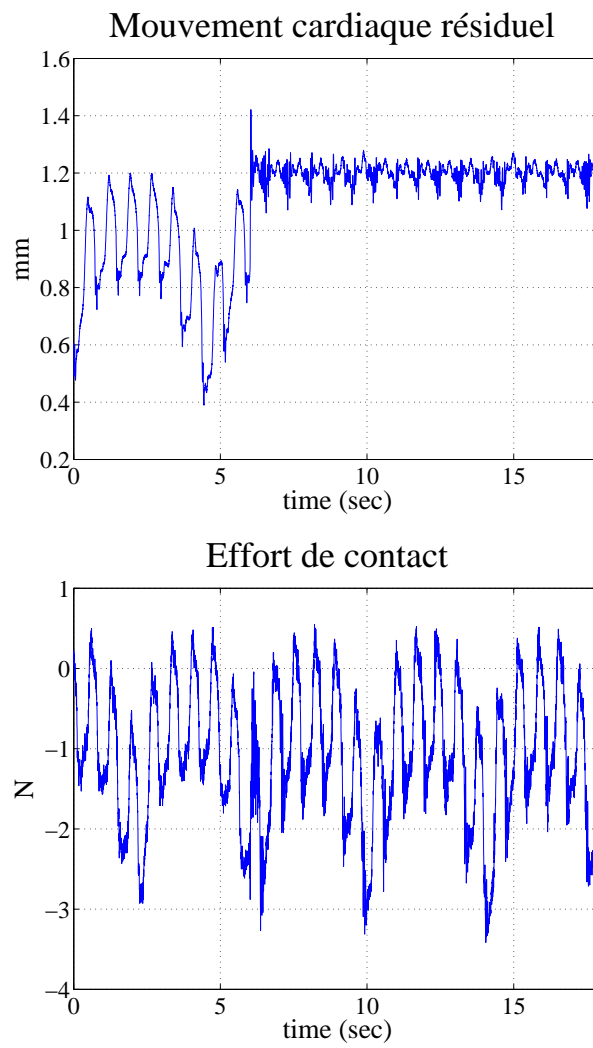


FIG. 4.31 – Résultats de l'expérience *in vivo*

Conclusion

Dans ce manuscrit, nous avons introduit le principe de "stabilisation active", qui constitue le cœur de cette thèse. Nous avons alors introduit l'ensemble des maillons nécessaires à sa mise en œuvre.

Dans un premier volet, nous avons analysé l'interaction entre un stabilisateur et le muscle cardiaque grâce à différentes expériences *in vivo*. Ceci a permis de recueillir des données indispensables à la conception et à la commande d'un stabilisateur cardiaque actif. Tout d'abord, nous avons étudié le torseur d'action mécanique qu'exerce le cœur sur un stabilisateur contraignant son mouvement, en terme d'amplitude des composantes, mais aussi de contenu spectral. La connaissance des propriétés de ce torseur permet de définir des contraintes de conception, incluses par la suite dans le cahier des charges d'un stabilisateur actif. Ensuite nous avons identifié un modèle décrivant le comportement viscoélastique du muscle cardiaque. Ce modèle a servi à l'évaluation de la modification du comportement dynamique du stabilisateur au contact du cœur, et à l'analyse de la robustesse des schémas de commande que nous avons proposés. Enfin, nous avons dressé un état de l'art des méthodes de prédiction du mouvement du cœur. En se basant sur l'analyse fine des propriétés du mouvement cardiaque, un algorithme de prédiction original a été proposé. Une confrontation des performances de toutes les approches a souligné l'intérêt de notre algorithme, qui peut être intégré à un schéma de commande prédictive d'un stabilisateur actif.

Dans le deuxième volet de ce travail, il s'agissait de proposer des architectures mécaniques pertinentes pour la réalisation d'un stabilisateur cardiaque actif. Nous avons choisi d'utiliser une technologie d'actionnement piézoélectrique et des mécanismes compliants afin de conférer au stabilisateur actif une dynamique importante et garantir une absence de jeu mécanique. Nous avons proposé deux dispositifs actifs présentant la même architecture globale, dont le choix a été justifié par des contraintes de sécurité et de stérilisation : ils comportent une tige au contact du cœur dépourvue de capteur ou d'actionneur et un étage d'actionnement externe de la tige. Le premier dispositif proposé, Cardiolock 1, repose sur un étage d'actionnement ayant la cinématique d'un système bielle-manivelle. Il permet de compenser le mouvement résiduel selon la direction principale du mouvement cardiaque. Il a été conçu pour démontrer la faisabilité d'une stabilisation active sur sujet porcin. Le second dispositif, Cardiolock 2, a été conçu pour répondre au besoin de stabilisation sur sujet humain. Il correspond à un robot sphérique série à deux degrés de liberté, qui doit permettre de compenser la totalité du mouvement résiduel. Chacune des liaisons pivots est réalisée à l'aide d'un mécanisme parallèle plan situé dans une configuration proche d'une singularité parallèle. Ceci permet d'amplifier le déplacement de l'actionneur piézoélectrique pour obtenir des capacités de compensation suffisantes.

Finalement, nous nous sommes focalisés sur la synthèse de lois de commande pour le rejet de la perturbation provoquée par l'effort cardiaque sur la tige du stabilisateur. Nous avons proposé d'adopter la méthodologie de synthèse H_∞ , qui permet de régler les correcteurs dans le domaine fréquentiel. Trois schémas de commande ont alors été considérés, en intégrant différents niveaux de connaissance *a priori* sur le mouvement cardiaque. Nous avons notamment élaboré un schéma de commande prédictive, tout en restant dans le contexte du schéma de synthèse standard. Les différents approches ont été validés et comparés en simulation et sur un banc d'essai expérimental.

Une expérimentation *in vivo* a enfin permis de valider notre concept de "stabilisation cardiaque active".

Nos travaux ouvrent différentes perspectives.

Dans le contexte de la caractérisation, il s'agit maintenant d'améliorer le modèle de comportement du muscle cardiaque : un modèle viscoélastique peut toujours être considéré, mais en utilisant un capteur permettant d'échantillonner plus rapidement les données afin de permettre l'évaluation d'un paramètre de masse représentatif du comportement cardiaque. Nous pourrions alors étudier la variation des paramètres du modèle au cours du cycle cardiaque, durant la systole et la diastole.

Sur le plan de la conception de stabilisateurs actifs, une phase d'analyse expérimentale de Cardioloock 2 est désormais nécessaire. Ceci permettra de disposer d'un autre retour d'expériences afin de disposer de règles de conception pour ce type de dispositif. Des expérimentations *in vivo* avec Cardioloock 2, moyennant la conception de lois de commande dédiées, permettront par ailleurs de valider la capacité de stabilisation complète de la surface cardiaque. Pour réaliser ces expérimentations, il sera par ailleurs nécessaire d'envisager la conception de doigts d'aspiration déployables, pour un usage totalement endoscopique.

Enfin sur le plan de la commande, la structure de commande prédictive proposée devra être validée *in vivo* pour disposer d'une évaluation fiable de son efficacité. En effet, la perturbation induite par le cœur n'est pas mesurable. Nous avons proposé de l'estimer en utilisant le modèle nominal du système. Une mauvaise connaissance du modèle peut engendrer une détérioration des résultats que nous avons obtenus, qui reste à quantifier.

Ces perspectives concernent le développement à court terme du projet de stabilisateur cardiaque actif, pour multiplier les preuves de faisabilité et pouvoir faire évoluer conception et commande. A plus long terme, des travaux complémentaires pourront ouvrir des pistes plus larges d'amélioration des performances de stabilisation.

Sur le plan de la modélisation du comportement cardiaque, nous pourrions envisager d'utiliser une modélisation de type LPV afin de disposer d'une estimation plus fine de la perturbation cardiaque.

Nous pourrions sur le plan de la conception poser à nouveau le problème du choix d'architecture, en considérant simultanément le choix d'actionneur et de structure mécanique. La comparaison quantitative, et non simplement qualitative, entre une architecture pleinement parallèle et une architecture série devra également être réalisée.

La commande de tels dispositifs ne peut être réalisée sans analyser les conséquences d'éventuelles flexibilités en amont du stabilisateur, au niveau de son porteur. Leur présence a été intégrée dans le processus de conception, mais elles peuvent également perturber la commandabilité de notre système.

Enfin, un aspect volontairement écarté dans ce travail concerne la perception. Dans cette thèse, la disposition particulière de l'optique par rapport au stabilisateur a permis d'éviter le recours à une reconstruction 3D des déplacements de l'extrémité du stabilisateur. Cette disposition n'est pas applicable lors d'une intervention endoscopique, pour des raisons d'implantation des trocars. Il est donc nécessaire d'évaluer les possibilités de reconstruction avec les objectifs de focale longue que nous utilisons, en observant au plus près les déplacements résiduels, au niveau des doigts du stabilisateur. A plus long terme, et de manière plus audacieuse, il s'agira ensuite de se passer de tout point d'intérêt artificiel dans l'image, en rendant possible la reconstruction du déplacement à partir simplement de l'observation du site d'anastomose. Ceci permettra d'aller encore plus loin en terme de précision de stabilisation, car nous pourrons alors prendre en compte les légères déformations de la surface du myocarde se produisant entre les doigts du stabilisateur.

Liste des publications

Brevet

B1– W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff. Système et procédé de stabilisation cardiaque active et installation de salle d’opération comprenant un tel système. PCT/FR2008/050074. 16 janvier 2008

Revue internationale avec comité de lecture

R1– W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff. Cardiolock : an active cardiac stabilizer, first *in vivo* experiments using a new robotized device. *Computer Aided Surgery*, vol.13, pages 243–254, 2008

R2– W. Bachta, P. Renaud, L. Cu villon, E. Laroche, J. Gangloff, *Motion Prediction for Computer-Assisted Beating Heart Surgery*, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (soumis)

Conférences internationales avec comité de lecture

C1– W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff. Cardiolock : an active cardiac stabilizer, first *in vivo* experiments using a new robotized device. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI)*, vol.1, pages 78–85 ,2007 **Young Scientist Award**

C2– W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff. Design and control of a new active cardiac stabilizer. *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, pages 404–409 ,2007

C3– W. Bachta, E. Laroche, P. Renaud, J. Gangloff. Active Cardiac Stabilization Using H_{∞} Methodology. *IFAC World Congress*, 2008

C4– W. Bachta, E. Laroche, P. Renaud, J. Gangloff. Asservissement d’un stabilisateur cardiaque actif. *Conférence Internationale Francophone d’Automatique*, 2008

C5– W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff, *Cardiolock2 : Parallel singularities for the design of an active heart stabilizer*, *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, ICRA09*, (soumis)

Autres publications

D1– W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, J. Gangloff. Chirurgie cardiaque robotisée à coeur battant, conception et commande d’un stabilisateur cardiaque actif. *Journées Nationales de la Recherche en Robotique, JNRR’07 (Session poster)*, 2007

D2– W. Bachta, A. Krupa. Towards Ultrasound Image-Based Visual Servoing. *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 4112– 4117, 2006

Bibliographie

- [Ashby07] M. Ashby, H. Shercliff, et D. Cebon. *Materials Engineering, Science, Processing and Design*. Butterworth-Heinemann, 2007.
- [Bachta07] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, A. Forgione, et J. Gangloff. «Design and control of a new active cardiac stabilizer». Dans «IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS) San Diego, USA», 2007.
- [Bachta08a] W. Bachta, E. Laroche, P. Renaud, et J. Gangloff. «Asservissement d'un stabilisateur cardiaque actif». Dans «Conférence Internationale Francophone d'Automatique, CIFA'08 Bucarest», 2008.
- [Bachta08b] W. Bachta, E. Laroche, P. Renaud, et J. Gangloff. «H infinity methodology for active cardiac stabilization». *IFAC World Congress*, 2008.
- [Bachta08c] W. Bachta, P. Renaud, E. Laroche, A. Forgione, et J. Gangloff. «Cardilock : an active cardiac stabilizer, first in vivo experiments using a new robotized device». *Computer Aided Surgery*, 2008.
- [Balas94] G. Balas et J. Doyle. «Robustness and performance trade-offs in control design for flexible structures». *IEEE Transactions on control systems technology*, tome 2, n° 4, pages 352–361, 1994.
- [Banavar95] R. Banavar et P. Dominic. «An LQG/ H_∞ controller for a flexible manipulator». *IEEE Transactions on control systems technology*, tome 3, n° 4, pages 409–416, 1995.
- [Barlier92] C. Barlier et R. Bourgeois. *Memotech Productique*. 1992.
- [Bebek07] O. Bebek et M. Cavusoglu. «Intelligent Control Algorithms for Robotic-Assisted Beating Heart Surgery». *IEEE Transactions on Robotics*, tome 23, n° 3, pages 468–480, 2007.
- [Bodson97] M. Bodson et S. Douglas. «Adaptive algorithms for the rejection of sinusoidal disturbances with unknown frequency». *Automatica*, tome 33, n° 12, pages 2213–2221, 1997.
- [Borst96] C. Borst, E. Jansen, C. Tulleken, P. Gründeman, J. Mansvelt, H.J. and Van Dongen, K. Hodde, et J. Bredee. «Coronary artery bypass grafting without cardiopulmonary bypass and without interruption of native coronary flow using a novel anastomosis site restraining device (Octopus)». *Journal of the American College of Cardiology*, tome 27, n° 6, pages 1356–1364, 1996.
- [Borst03] C. Borst. «Operating on a beating heart». *Scientific American*, 2003.

- [Boyd99] W. D. Boyd, N. D. Desai, D. F. D. Rizzo, R. J. Novick, F. N. McKenzie, et A. H. Menkis. «Off-pump surgery decreases post-operative complications and resource utilization in the elderly». *Annals of Thoracic Surgery*, tome 68, pages 1490–1493, 1999.
- [Braatz94] R. Braatz, P. Young, J. Doyle, et M. Morari. «Computational complexity of μ calculation». *Automatic Control, IEEE Transactions on*, tome 39, n° 5, pages 1000–1002, May 1994.
- [Bravata07] D. Bravata, A. Gienger, K. McDonald, V. Sundaram, M. Perez, R. Varghese, J. Kapoor, R. Ardehali, D. Owens, et M. Hlatky. «Systematic review : the comparative effectiveness of percutaneous coronary interventions and coronary artery bypass graft surgery». *Annals of Internal Medicine (American College of Physicians)*, tome 147, pages 703–716, 2007.
- [Cagneau07] B. Cagneau, N. Zemiti, D. Bellot, et G. Morel. «Physiological Motion Compensation in Robotized Surgery using Force Feedback Control». *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 1881–1886, April 2007. ISSN 1050-4729.
- [Cattin04] P. Cattin, H. Dave, J. Grunenfelder, G. Szekely, M. Turina, et G. Zund. «Trajectory of coronary motion and its significance in robotic motion cancellation». *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, tome 25, 2004.
- [Chavanon05] O. Chavanon. «Cardiac Surgery, A brief overview and an introduction to Minimally Invasive Cardiac Surgery», 2005. Summer European University on Surgical Robotics.
- [Choi05] D. Choi et C. Riviere. «Flexure-based manipulator for active handled microsurgical instrument». *27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2005.
- [Clarke87] D. Clarke, C. Mothadi, et P. Tuffs. «Generalized predictive control - part 1». *Automatica*, tome 23, pages 137–160, 1987.
- [Clifford02] M. Clifford, F. Banovac, E. Levy, et K. Cleary. «Assessment of hepatic motion secondary to respiration for computer assisted interventions». *Computer Aided surgery*, tome 4, pages 291–299, 2002.
- [Cohen97] A. Cohen et U. Shaked. «Linear discrete-time H_∞ -optimal tracking with preview». *IEEE Transactions on Automatic Control*, tome 42, n° 2, pages 270–276, Feb 1997.
- [Coustal94] P. Coustal et J. Michelin. «Industrial application of an H-infinity design method for flexible structures». *IEEE Control Systems Magazine*, tome 14, n° 4, pages 49–54, 1994.
- [Cuvillon05] L. Cuvillon, J. Gangloff, M. de Mathelin, et A. Forgione. «Toward robotized beating heart TECABG : assessment of the heart dynamics using high-speed vision». *Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2005.
- [Cuvillon06] L. Cuvillon. *Compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservisement visuel d'un robot avec flexibilités*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg, 2006.
- [d'Alché03] E. d'Alché. *Comprendre la physiologie cardiovasculaire*. Flammarion, 2003.

-
- [Dario00] P. Dario, M. Carrozza, M. Marcacci, S. D’Attanasio, B. Magnami, O. Tonet, et G. Megali. «A novel mechatronic tool for computer-assisted arthroscopy». *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, tome 4, n° 1, pages 15–29, Mar 2000.
- [Davidavicius05] G. Davidavicius, F. Van Praet, S. Mansour, F. Casselman, J. Bartunek, I. Degrieck, F. Wellens, H. De Geest, R. and Vanermen, W. Wijns, et B. De Bruyne. «Hybrid Revascularization Strategy : A Pilot study on the association of robotically enhanced minimally invasive direct coronary bypass surgery and fractional flow reserve-guided percutaneous coronary intervention». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 112, pages 317–318, 2005.
- [Dawson91] T. Dawson. *Engineering Design of the Cardiovascular System of Mammals*. Englewood Cliffs, NJ, USA, Prentice Hal, 1991.
- [Diegler02] A. Diegler, H. Thiele, V. Falk, R. Hambrecht, S. N., P. Sick, K. Diederich, F. Mohr, et G. Schuler. «Comparison of stenting with minimally invasive bypass surgery for stenosis of the left anterior descending coronary artery». *The New England Journal of Medecine*, tome 347, pages 561–566, 2002.
- [Dogan02] S. Dogan, T. Aybek, S. Mierdl, et G. Wimmer-Greinecker. «Totally endoscopic coronary artery bypass grafting on the arrested heart is a prerequisite for successful totally endoscopic beating heart coronary revascularisation». *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, tome 1, pages 30–34, 2002.
- [Dogan04] S. Dogan, T. Aybek, P. Risteski, S. Mierdl, H. Stein, C. Herzog, M. Khan, O. Dzembali, et A. Moritz. «Totally endoscopic coronary artery bypass graft Initial experience with an additional instrument arm and an advanced camera system». *Surgical Endoscopy*, tome 18, pages 1587–1591, 2004.
- [Dooblecare] Dooblecare. «Dictionnaire Médical Dooblecare (<http://dooblecare-dictionnaire.blogspot.com>)».
- [Doyle89] J. Doyle, K. Glover, P. Khargonekar, et B. Francis. «State-space solutions to standard H_2 and H_∞ control problems». *IEEE Transactions on Automatic Control*, tome 34, n° 8, pages 831–847, Aug 1989.
- [Duc99] G. Duc et S. Font. *Commande H_∞ et μ -analyse*. Hermès, 1999.
- [Dziedzick01] R. P. Dziedzick et M. I. Frecker. «Design of multifunctional compliant mechanisms for minimally invasive surgery». *Design Engineering Technical Conference (DETC)*, 2001.
- [Falk02] V. Falk. «Manual control and tracking, a human factor analysis relevant for beating heart surgery». *Annals of Thoracic surgery*, tome 74, pages 624–628, 2002.
- [Falk03] V. Falk, T. Walther, H. Stein, S. Jacobs, C. Walther, A. Rastan, G. Wimmer-Greinecker, et F. Mohr. «Facilitated endoscopic beating heart coronary artery bypass grafting using a magnetic coupling device». *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 126, n° 5, pages 1575–1579, 2003.
- [Fang04] Y. Fang et L. Tsai. «Structure synthesis of a class of 3-DOF rotational parallel manipulators». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 20, pages 117–121, 2004.

- [Franke07] T. Franke, O. Bebek, et C. Cavusoglu. «Improved prediction of heart motion using an adaptive filter for robot assisted beating heart surgery». *IEEE/RSJ Int. Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2007.
- [Franke08] T. Franke, O. Bebek, et M. Cavusoglu. «Prediction of heartbeat motion with a generalized adaptive filter». *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2916–2921, 2008.
- [Fredrickson95] J. . Fredrickson, H. Wegmuller, R. J. Herfkens, et N. J. Pelc. «Simultaneous Temporal Resolution of Cardiac and Respiratory Motion in MR Imaging». *Radiology*, tome 195, pages 169–175, 1995.
- [Ge97] P. Ge et M. Jouaneh. «Generalized preisach model for hysteresis nonlinearity of piezoceramic actuators». *Precision Engineering*, tome 20, pages 99–111, 1997.
- [Gilhuly98] T. Gilhuly, S. Salcudean, K. Ashe, S. Lichtenstein, et P. Lawrence. «Stabilizer and surgical arm design for cardiac surgery». *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation - ICRA*, 1998.
- [Gillespie08] R. Gillespie, F. Shin, T. and Huang, et B. Trease. «Automated Characterization and Compensation for a Compliant Mechanism Haptic Device». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, tome 13, n° 1, 2008.
- [Ginhoux05] R. Ginhoux, J. Gangloff, M. de Mathelin, L. Soler, M. Sanchez, et J. Marescaux. «Active Filtering of Physiological Motion in Robotized Surgery Using Predictive Control». *IEEE Transactions on Robotics*, tome 21, n° 1, pages 67–79, 2005.
- [Goodwin84] G. Goodwin et K. Sin. *Adaptive filtering prediction and control*. Prentice-Hall, 1984.
- [Gosselin89] C. Gosselin et J. Angeles. «The optimum kinematic design of a spherical three-degree-of-freedom parallel manipulator». *Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design*, tome 111, pages 202–207, 1989.
- [Gosselin90] C. Gosselin et J. Angeles. «Singularity analysis of closed-loop kinematic chains». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 6, pages 281–290, 1990.
- [Gregorio04] R. D. Gregorio. «Kinematics of the 3-RSR wrist». *IEEE Tansactions on Robotics and Automation*, tome 20, pages 750–754, 2004.
- [Heublein03] B. Heublein, R. Rohde, V. Kaese, M. Niemeyer, W. W Hartung, et A. Haverich. «Biocorrosion of magnesium alloys : a new principle in cardiovascular implant technology?» *Heart*, tome 89, pages 651–656, 2003.
- [Holland98] A. Holland, J. Goldfarb, et R. Edelman. «Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing : Preliminary experience and implications for breath-hold MR imaging». *Radiology*, tome 209, pages 483–489, 1998.
- [Hostettler06] A. Hostettler, S. Nicolau, C. Forest, L. Soler, et Y. Remond. «Real Time Simulation of Organ Motions Induced by Breathing». Dans «ISBMS», 2006.
- [Howell01] L. Howell. *Compliant mechanisms*. Wiley-IEEE, 2001.
- [Huang06] S.-C. Huang et C.-M. Lee. «Optimal Design of Microgripper». Dans «International Conference on Innovative Computing, Information and Control», 2006.

-
- [Hughes95] D. Hughes et J. Wen. «Preisach modeling of piezoceramic and shape memory alloy hysteresis». *IEEE Conference on Control Applications*, 1995.
- [Hunter03] P. Hunter, A. Pullan, et B. Smaill. «Modeling total heart function». *Annual Review of Biomedical Engineering*, tome 5, pages 147–177, 2003.
- [Jacobs03] S. Jacobs, D. Holzhey, F. Mohr, et V. Falk. «Limitations for manual and telemanipulator assisted motion tracking and dexterity for endoscopic surgery». *International Congress Series*, tome 1256, pages 673–677, 2003.
- [Jansens] J. Jansens. «La revascularisation coronaire». Hôpital Erasme-Service de Chirurgie Cardiaque, Université Libre de Bruxelles (<http://www.ulb.ac.be/erasme/fr/services/medicaux/chircardi/cabg.htm>).
- [Kappert01a] U. Kappert, R. Cichon, J. Schneider, V. Gulielmos, T. Ahmadzade, J. Nicolai, S.-M. Tugtekin, et S. Schueler. «Technique of closed chest coronary artery surgery on the beating heart». *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, tome 20, pages 756–769, 2001.
- [Kappert01b] U. Kappert, J. Schneider, R. Cichon, S. Gulielmos, V. and Tugtekin, J. Nicolai, K. Matschke, et S. Schueler. «Development of robotic enhanced endoscopic surgery for the treatment of coronary artery disease». *Circulation*, tome 104, pages 102–107, 2001.
- [Katz06] M. Katz, D. de Canniere, D. Murphy, L. Siwek, U. Seshardi-Kreaden, G. Friedrich, et J. Bonatti. «Integrated coronary revascularization : percutaneous coronary intervention plus robotic totally endoscopic coronary artery bypass». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 114, pages 473–476, 2006.
- [Klima04] U. Klima, H. MacVaugh, E. Bagaev, M. Maringka, S. Kirschner, J. Beilner, et A. Haverich. «Magnetic Vascular Port in Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass Grafting». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 110, pages 55–60, 2004.
- [Kojima04] A. Kojima et I. Shintaro. « H_∞ preview tracking in output feedback setting». *International journal of robust and nonlinear control*, tome 14, pages 627–641, Feb 2004.
- [Koransky03] M. Koransky, M. Tavana, A. Yamagachi, M. Kown, D. Miniati, W. Nowlin, et R. Robbins. «Quantification of mechanical stabilization for performance of off-pump coronary artery surgery». *The Heart Surgery Forum*, tome 6, n° 4, pages 224–231, 2003.
- [Krupa03] A. Krupa. *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, 2003.
- [Kypson03] A. Kypson, L. Nifong, et W. Chitwood. «Robotic Cardiac Surgery». *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, tome 13, n° 6, pages 451–464, 2003.
- [Landau98] I. Landau. *Identification des systèmes*. Hermès, 1998.
- [Lanzer84] P. Lanzer, E. Botvinick, N. Schiller, L. Crooks, M. Arakawa, L. Kaufman, P. Davis, R. Herfkens, M. Lipton, et C. Higgins. «Cardiac imaging using gated magnetic resonance.» *Radiology*, tome 150, pages 121–127, 1984.

- [Lemma05] M. Lemma, A. Mangini, A. Redaelli, et F. Acocella. «Do cardiac stabilizers really stabilize ? Experimental quantitative analysis of mechanical stabilization». *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 2005.
- [Ljung99] L. Ljung. *System Identification : Theory for the User*. PTR Prentice Hall, 1999.
- [Ljung06] L. Ljung. «Frequency Domain Versus Time Domain Methods in System Identification, Revisited». *Control of Uncertain Systems : Modelling, Approximation, and Design*, tome LNCIS 329, pages 277–291, 2006.
- [Loisance05] D. Loisance, K. Nakashima, et M. Kirsch. «Computer-assisted coronary surgery : lessons from an initial experience». *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 2005.
- [Loulmet99] D. Loulmet, A. Carpentier, N. d’Attellis, A. Berrebi, C. Cardon, O. Ponzio, B. Aupècle, et J. Relland. «Endoscopic coronary artery bypass grafting with the aid of robotic assisted instruments». *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 118, pages 4–10, 1999.
- [Ma06] H.-W. Ma, S.-M. Yao, L.-Q. Wang, et Z. Zhong. «Analysis of the displacement amplification ratio of bridge-type flexure hinge». *Sensors and Actuators*, tome 132, pages 730–736, 2006.
- [Macaya96] C. Macaya, P. Serruys, P. Ruygrok, H. Suryapranata, G. Mast, P. Klugmann, S. and Urban, P. den Heijer, K. Koch, R. Simon, M. Morice, P. Crean, H. Bonnier, W. Wijns, N. Danchin, C. Bourdonnec, et M. Morel. «Continued benefit of coronary stenting versus balloon angioplasty : one-year clinical follow-up of Benestent trial. Benestent Study Group». *Journal of the American College of Cardiology*, tome 27, pages 255–261, 1996.
- [Manke03] D. Manke, K. Nehrke, et P. Bornert. «Novel prospective respiratory motion correction approach for free-breathing coronary MR angiography using a patient-adapted affine motion model». *Magnetic Resonance in Medicine*, tome 50, pages 122–131, 2003.
- [Manning93] W. Manning, W. Li, N. Boyle, et R. Edelman. «Fast-suppressed breath-hold magnetic resonance coronary angiography». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 87, pages 94–104, 1993.
- [Minor99] M. Minor et R. Mukherjee. «A dexterous manipulator for minimally invasive surgery». *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, tome 3, pages 2057–2064, 1999.
- [Nageotte05] F. Nageotte, P. Zanne, M. de Mathelin, et C. Doignon. «A Circular Needle Path Planning Method for Suturing in Laparoscopic Surgery». *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pages 514–519, 2005.
- [Nakamura01a] R. Nakamura, E. Kobayashi, K. Masamune, I. Sakuma, T. Dohi, N. Yahagi, T. Tsuji, D. Hashimoto, et M. Hashizume. «Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery», 2001.
- [Nakamura01b] Y. Nakamura, K. Kishi, et H. Kawakami. «Heartbeat synchronization for robotic cardiac surgery». *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation - ICRA*, tome 2, pages 2014–2019, 2001.
- [Nataf96] P. Nataf. «Vidéo-chirurgie et cardiologie». *Sang Thrombose Vaisseaux*, tome 8, n° 5, pages 298–306, 1996.

-
- [Niezrecki01] C. Niezrecki, D. Brei, S. Balakrishnan, et A. Moskalik. «Piezoelectric Actuation : State of the Art». *The shock and vibrations digest*, tome 33, n° 4, pages 269–280, 2001.
- [OMS] OMS. «Organisation mondiale de la santé, Aide Mémoire : Maladies Cardiovasculaires (<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/fr/index.html>)».
- [Ortmaier02] T. Ortmaier. *Motion compensation in minimally invasive robotic surgery*. Thèse de doctorat, Technischen Universität München, 2002.
- [Ortmaier05] T. Ortmaier, M. Groger, D. Boehm, V. Falk, et G. Hirzinger. «Motion estimation in beating heart surgery». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 51, n° 10, pages 1729–1740, 2005.
- [Ott08] L. Ott, P. Zanne, F. Nageotte, M. de Mathelin, et J. Gangloff. «Physiological motion rejection in flexible endoscopy using visual servoing». *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2928–2933, May 2008. ISSN 1050-4729.
- [Ouyang05] P. Ouyang, W. Zhang, et M. Gupta. «Design of a new compliant mechanical amplifier». Dans «ASME Int. Design Eng. Technical Conf.», 2005.
- [Patronik05] N. Patronik, M. Zenati, et C. Riviere. «Preliminary evaluation of a mobile robotic device for navigation and intervention on the beating heart». *Computer Aided Surgery*, tome 10, n° 5, pages 225–232, 2005.
- [Peral-Gutierrez04] F. Peral-Gutierrez, A. Liao, et C. Riviere. «Static and dynamic accuracy of vitreoretinal surgeons». *IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, tome 1, pages 2734–2737, 2004.
- [Pham02] H. Pham et I. Chen. «Workspace and Static Analyses of 2-DOF Flexure Parallel Mechanism». Dans «Int. Conf. on Control, Automation, Robotics and Vision», 2002.
- [Ranftl07] A. Ranftl, L. Cuvillon, J. Gangloff, et J. Sloten. «High Speed Visual Servoing with Ultrasonic Motors». *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2007.
- [Ranganath06] R. Ranganath, P. S. Nair, T. S. Mruthyunjaya, et A. Ghosal. «A force-torque sensor based on a Stewart Platform in a near-singular configuration». *Mechanism and machine theory*, tome 39, pages 971–998, 2006.
- [Riviere98] C. Riviere, R. Rader, et N. Thakor. «Adaptive Canceling of Physiological Tremor for Improved Precision in Microsurgery». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, tome 45, n° 7, pages 839–846, 1998.
- [Riviere01] C. Riviere, A. Thakral, I. Iordachita, G. Mitroi, et D. Stoianovici. «Predicting respiratory motion for active canceling during percutaneous needle insertion». *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, tome 4, pages 3477–3480, 2001.
- [Riviere03] C. Riviere, W. T. Ang, et P. Khosla. «Toward active tremor canceling in handheld microsurgical instruments». *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, tome 19, n° 5, pages 793–800, 2003.
- [Riviere06] C. Riviere, J. Gangloff, et M. de Mathelin. «Robotic Compensation of Biological Motion to Enhance Surgical Accuracy». *Proceedings of the IEEE*, tome 94, n° 9, pages 1705–1716, 2006.

- [Ronchi05] S. Ronchi, O. Company, F. Pierrot, et A. Fournier. «High resolution flexible 3-RRR planar parallel micro-stage in near singular configuration for resolution improvement». Dans «IEEE Int. Conf. on Industrial Technology (ICIT)», pages 395–400. 2005.
- [Salcudean02] S. Salcudean, S. Lichtenstein, A. Trejos, et T. Sassani, F. and Gihuly. «Moving tracking platform for relative motion cancellation for surgery». *US Patent 6368332B1*, 9 Apr, 2002.
- [Sallé04] D. Sallé. *Conception optimale d'instruments robotisés à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive*. Thèse de doctorat, Université Paris 6, 2004.
- [Sauvée06] M. Sauvée. *Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie cardiaque à coeur battant. Guidage échographique par asservissement prédictif non linéaire*. Thèse de doctorat, Université de Montpellier II, 2006.
- [Savall06] J. Savall, M. Manrique, M. Echeverria, et M. Ares. «Micromanipulator for enhancing surgeon's dexterity in cochlear atraumatic surgery». Dans «IEEE/EMBS Annual International Conference», 2006.
- [Schwartz96] D. Schwartz, G. Ribakove, E. Grossi, J. Stevens, L. Siegel, F. St. Goar, W. Peters, D. McLoughlin, F. Baumann, S. Colvin, et A. Galloway. «Minimally invasive cardiopulmonary bypass with cardioplegic arrest : A closed chest technique with equivalent myocardial protection». *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 111, pages 556–566, 1996.
- [Schweikard00] A. Schweikard, G. Glosser, M. Bodduluri, M. J. Murphy, et J. R. Adler. «Robotic motion compensation for respiratory movement during radio-surgery». *Computer Aided Surgery*, tome 5, n° 4, pages 263–277, 2000.
- [Sende03] J. Sende. *Guide pratique de l'ECG*. Estem, 2003.
- [Sermesant06] M. Sermesant, H. Delingette, et N. Ayache. «An Electromechanical Model of the Heart for Image Analysis and Simulation». *IEEE Transactions in Medical Imaging*, tome 25, n° 5, pages 612–625, 2006.
- [Shechter06] G. Shechter, J. Resar, et E. McVeigh. «Displacement and velocity of the coronary arteries : cardiac and respiratory motion». *IEEE trans. on medical imaging*, 2006.
- [Smith94] R. Smith, C. Chu, et F. J.L. «The design of H_{∞} controllers for an experimental non-collocated flexible structure problem». *IEEE Transactions on control systems technology*, tome 2, n° 2, pages 101–109, 1994.
- [Song05] G. Song, J. Zhao, X. Zhou, et J. D. Abreu-Garcia. «Tracking control of a piezoceramic actuator with hysteresis compensation using inverse Preisach model». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, tome 10, n° 2, pages 198–209, April 2005.
- [Sousa03] J. Sousa, J. Patrick, W. Serruys, et M. Costa. «New Frontiers in Cardiology : Drug-Eluting Stents : Part I». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 107, pages 2274–2279, 2003.
- [Stoianovici98] D. Stoianovici, L. L. Whitcomb, J. H. Anderson, R. H. Taylor, et L. R. Kavoussi. «A Modular Surgical Robotic System for Image Guided Percutaneous Procedures». *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, tome 1496 Lecture Notes In Computer Science, pages 404–410, 1998.

-
- [Takens81] F. Takens. «Detecting strange attractors in turbulence». *Lecture Notes in Mathematics*, tome 898, pages 366–381, 1981.
- [Tatoulis04] J. Tatoulis, B. Buxton, et J. Fuller. «Patencies of 2,127 arteriel to coronary conduits over 15 years». *The Annals of Thoracic Surgery*, tome 77, pages 93–101, 2004.
- [Thakral01] A. Thakral, J. Wallace, D. Tolmin, N. Seth, et N. Thakor. «Surgical motion adaptive robotic technology (S.M.A.R.T) : Taking the motion out of physiological motion». *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI*, 2001.
- [Tomizuka89] M. Tomizuka, C. Tsao, et K. Chew. «Analysis and synthesis of discrete time repetitive controllers». *American Society of Mechanical Engineers, Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, tome 111, pages 353–358, 1989.
- [Trease04] B. Trease, Y.-M. Moon, et S. Kota. «Design of Large-Displacement Compliant Joints». *Journal of Mechanical Design*, 2004.
- [Trease06] B. P. Trease et S. Kota. «Synthesis of adaptive and controllable compliant systems with embedded actuators and sensors». *Design Engineering Technical Conference (DETC)*, 2006.
- [Trejos99] A. Trejos, S. Salcudean, F. Sassani, et S. Lichtenstein. «On the feasibility of a moving support for surgery on the beating heart». *Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, tome LNCS-1679, 1999.
- [uOttawa] uOttawa. «Online Medical eCurriculum of the Univeristy of Ottawa, Canada : Lecture on Anatomy of the heart. http://www.med.uottawa.ca/medweb/demo_site/undergrad/undergrad_webct_f.htm Online Medical eCurriculum of the Univeristy of Ottawa, Canada.
- [Vacheron99] A. Vacheron, C. Le Feuvre, et J. Di Matter. *Cardiologie*. Elsevier Masson, 1999. ISBN 2744700304.
- [Van Dijk02] D. Van Dijk, E. Jansen, et R. e. a. Hijman. «Cognitive outcome after off-pump and on-pump coronary artery bypass graft surgery.» *Journal of the American Medical Association*, tome 287, n° 11, pages 1405–1412, 2002.
- [Wilson08] J. Wilson et J. Willerson. «Myocardial Revascularization with Percutaneous Devices». *Cardiac Surgery in the Adult. New York : McGraw-Hil*, tome CHAPTER 21, 2008.
- [Xu03] Y. Xu. *Rejet robuste des perturbations induites par l'excentricité et les faux-ronds dans les systèmes d'enroulement-déroulement de bande*. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur, Strasbourg, 2003.
- [Xu06] Q. Xu et Y. Li. «Stiffness Modeling of a Spatial 3-DOF Compliant Parallel Micromanipulator». Dans «IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS)», 2006.
- [Yamashita03] H. Yamashita, D. Kim, N. Hata, et T. Dohi. «Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator». *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, tome 3, pages 2577–2582, 2003.

- [Yuen08] S. Yuen, P. Novotny, et R. Howe. «Quasiperiodic predictive filtering for robot-assisted beating heart surgery». *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3875–3880, 2008.
- [Zarrad07] W. Zarrad. *Télé-opération avec retour d'effort pour la chirurgie mini-invasive*. Thèse de doctorat, Université de Montpellier II, 2007.
- [Zemiti07] N. Zemiti, G. Morel, T. Ortmaier, et N. Bonnet. «Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery». *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, tome 12, n° 2, pages 143–153, 2007.